

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2017**

**Bc. Veronika Balad'ová**

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra Kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

# **Analýza pohybu horních končetin pro biofeedback v rehabilitaci**

**Analysis of the movement of the upper  
limbs for biofeedback in rehabilitation**

**2017**

**Bc. Veronika Balad'ová**

# Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Veronika Balad'ová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Analýza pohybu horních končetin pro biofeedback v rehabilitaci**  
**Analysis of the Movement of the Upper Limbs for Biofeedback**  
**in Rehabilitation**

Jazyk vypracování: čeština

## Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor biofeedbacku v rehabilitaci horních končetin.
2. Rešerše stávajícího stavu.
3. Návrh a realizace měřicího řetězce pro biofeedback v rehabilitaci horních končetin.
4. Návrh a realizace vizualizačního software.
5. Testovací měření a zpracování naměřených dat.
6. Analýza a porovnání měřených dat u různých druhů pohybu horních končetin.
7. Analýza a statistické zpracování dlouhodobého měření - dva týdny.
8. Srovnání a zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

## Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] KHAZAN, Inna Z. *The clinical handbook of biofeedback: A step-by-step guide for training and practice with mindfulness*. Chichester: John Wiley & Sons, 2013. ISBN 978-1119993711.
- [3] KAAJAKARI, Ville. *Practical MEMS: Design of microsystems, accelerometers, gyroscopes, RF MEMS, optical MEMS, and microfluidic systems*. Las Vegas, NV: Small Gear Publishing, 2009. ISBN 978-0-9822991-0-4.
- [4] KUCKLICK, Theodore R. (ed.) *The medical device R&D handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2012. ISBN 978-1439811894.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě, dne 28. 4. 2017

*Bednářová V.*

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce Ing. Lukáši Peterovi za odbornou radu a za vedení při vypracování mé diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Janě Vyskotové, Ph.D. za odborné rady ohledně rehabilitace. Také děkuji za podporu při vypracovávání práce rodině a příteli.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá snímáním pohybu horních končetin s využitím biofeedbacku a následným použitím v rehabilitaci. Teoretická část práce rozebírá problematiku motorického systému, fyziologie a patologie horních končetin a způsoby jejich rehabilitace. V další části se práce zmiňuje o typech a využití biofeedbacku v rehabilitaci. Součástí práce je také rešerše, která popisuje stav v oblasti snímání a analýzy pohybů horních končetin a typy používaných senzorů. V další části práce byly popsány způsoby měření a zpracování signálu a následně bylo cílem sestavit měřicí řetězec, který snímá rozsah pohybů předloktím a zápěstím s využitím biofeedbacku a má následné využití v rehabilitaci. Získaná data jsou zobrazována na PC a také je vytvořena rehabilitační hra. V poslední části je měřicí řetězec testován a data jsou statisticky zpracována.

## **Klíčová slova**

Akcelerometr, Gyroskop, Snímání pohybu horních končetin, Biofeedback, Rehabilitace

## **Abstract**

This work describes upper limbs motion recognition with biofeedback and next usage in rehabilitation. The theoretical part talks about motional system, physiology and pathology of upper limbs and types of their rehabilitation. In the next part of this work there are mentioned types and usage of biofeedback in rehabilitation. This work also includes a state of art of capturing and analysis of upper limbs motion and types of sensors. Next there are described ways of measuring and analysis of a signal followed by a development of a prototype for motion recognition of forearm and wrist with biofeedback and next usage in rehabilitation. Measured data are displayed on a PC and there is also created a rehabilitation game. In the final part of this work the prototype is tested on the mentioned game and data are statistically processed.

## **Key words**

Accelerometer, Gyroscope, Upper limbs motion recognition, Biofeedback, Rehabilitation

# Obsah

Seznam obrázků .....	9
Seznam tabulek .....	10
Seznam grafů.....	10
Úvod.....	11
1 Motorický systém.....	12
1.1 Volní a mimovolní pohyby .....	12
1.2 Centrální a periferní motoneuron .....	12
1.3 Dráhy .....	12
1.3.1. Motorické dráhy .....	12
1.4 Fyziologie kosterního svalstva .....	13
1.5 Řízení hybnosti.....	14
1.6 Dominance hemisfér .....	15
2 Horní končetiny a jejich rehabilitace.....	16
2.1 Anatomie a fyziologie .....	16
2.2 Patofyziologie.....	16
2.3 Rehabilitace horních končetin.....	17
2.3.1 Léčebný tělocvik .....	17
2.3.2 Fyzikální terapie.....	17
2.3.3 Ergoterapie .....	17
3 Biofeedback.....	18
3.1 Biofeedback v rehabilitaci.....	18
3.1.1 Fyziologické veličiny pro biofeedback .....	18
3.1.2 Biomechanické veličiny pro biofeedback .....	18
3.2 Biofeedback pro rehabilitaci rukou .....	19
4 Rešerše .....	21
4.1 Úvod rešerše .....	21
4.2 Závěr a shrnutí rešerše.....	32
5 Tvorba měřicího řetězce.....	33
5.1 MPU 6050 .....	33
5.1.1 Akcelerometry a gyroskopy .....	33
5.2 Arduino Leonardo .....	34
5.3 Měřicí řetězec .....	34



5.3.1	Nahrání programu a otestování modulu MPU 6050.....	35
5.4	Zpracování přijímaných dat.....	36
5.4.1	Kvaterniony.....	37
5.4.2	Eulerovy úhly .....	37
5.5	Přesnost senzoru.....	38
6	Rehabilitace zápěstí a předloktí.....	39
6.1	První prototyp.....	39
6.2	Druhý prototyp .....	40
7	Programová část.....	41
7.1	Program pro Arduino IDE.....	41
7.2	Cvičební hra .....	43
8	Testování.....	45
8.1	Pilotní testování.....	45
8.1.1	Statistické zpracování závislosti času na věku .....	45
8.1.2	Další výsledky .....	49
8.2	Dlouhodobé testování.....	50
8.2.1	Statistické zpracování dat.....	50
	Závěr .....	58
	Seznam použitých zdrojů .....	60
	Seznam příloh.....	62
A.	Dlouhodobé testování, věková kategorie 1 .....	I
B.	Dlouhodobé testování, věková kategorie 2 .....	II
C.	Dlouhodobé testování, věková kategorie 3 .....	III

## Seznam obrázků

Obr. 1 Průběhy pyramidových a extrapyramidových drah [2] .....	13
Obr. 2 Struktura kosterního svalu [3] .....	13
Obr. 3 Schéma řízení motoriky [1] .....	14
Obr. 4 Kostra horní končetiny, upraveno z [6] .....	16
Obr. 5 Napodobení obrazce .....	20
Obr. 6 Bezdrátový prototyp od firmy Philips [19] .....	21
Obr. 7 Prototyp bezdrátové platformy s akcelerometrem [20] .....	22
Obr. 8 Blokové schéma zpracovávání dat s dynamickou délkou [21] .....	23
Obr. 9 Blokový diagram systému datové rukavice [22] .....	24
Obr. 10 Datová rukavice a použité senzory [22] .....	25
Obr. 11 Rozmístění senzorů Zolertia Z1 na těle [23] .....	26
Obr. 12 Ukázka ruky se senzory [23] .....	26
Obr. 13 Struktura rehabilitačního systému založeného na VP [24] .....	27
Obr. 14 Konfigurace technologie Helping hand [25] .....	28
Obr. 15 Fotka datové rukavice [25] .....	29
Obr. 16 Ukázka ze závodní hry [25] .....	29
Obr. 17 Bezdrátový senzor umístěný na ruce [26] .....	30
Obr. 18 Definice souřadnicových systémů a konfigurace IMU [27] .....	31
Obr. 19 Propojení měřicího řetězce .....	34
Obr. 20 Cesta k nahranému programu MPU6050_DMP6 .....	35
Obr. 21 Průběh nahrávání programu .....	36
Obr. 22 Tilt Bryanovy úhly [15] .....	38
Obr. 23 První prototyp .....	39
Obr. 24 Základní pozice, palmární flexe, dorzální flexe, supinace, pronace .....	40
Obr. 25 Druhý prototyp .....	40
Obr. 26 Vývojový diagram pro Arduino IDE .....	42
Obr. 27 Grafické rozhraní .....	43
Obr. 28 Jednotlivé tvary pro testování .....	44
Obr. 29 Vývojový digram pro jednotlivé tvary .....	44
Obr. 30 Ukázka z testování .....	45

Obr. 31 Testovaná osoba .....	50
Obr. 32 Nákres po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 1 .....	52
Obr. 33 Nákres po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 2 .....	54
Obr. 34 Nákres po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 3 .....	56

## Seznam tabulek

Tab. 1 ANOVA .....	46
Tab. 2 Dílčí t-testy .....	47
Tab. 3 Shapiro-Wilkův test .....	47
Tab. 4 Dílčí t-test .....	47

## Seznam grafů

Graf 1 Zobrazení naměřených hodnot .....	37
Graf 2 Jednotlivá korelační pole .....	46
Graf 3 Explorační graf .....	48
Graf 4 Výsledek regresní analýzy .....	48
Graf 5 Závislost počtu chyb na věku .....	49
Graf 6 Závislost času chyb na věku .....	49
Graf 7 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 1 .....	51
Graf 8 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 1 .....	51
Graf 9 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 1 .....	51
Graf 10 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 2 .....	53
Graf 11 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 2 .....	53
Graf 12 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 2 .....	53
Graf 13 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 3 .....	55
Graf 14 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 3 .....	55
Graf 15 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 3 .....	55

## Úvod

Záměrem této práce bude nejprve zjistit, zda se někdo zabývá problematikou rehabilitace horních končetin, a to hlavně rehabilitací pomocí inerciálních senzorů s využitím biofeedbacku. Jakým způsobem jsou tyto rehabilitace prováděny, jaké senzory jsou nejčastěji využívány a jaký biofeedback je nejúčinnější. Rovněž pro jaké typy zranění či postižení se používají. Z toho vyplývajícím cílem bude vytvořit měřicí řetězec pro biofeedback v rehabilitaci horních končetin. Tento měřicí řetězec bude propojen s PC a bude dávat užitečné informace pro rehabilitaci horních končetin. Také bude vytvořeno uživatelské rozhraní, které bude sloužit jako jednoduchá rehabilitační hra a bude využívat vizuálního biofeedbacku pro zlepšení průběhu rehabilitace.

Teoretická část práce se bude zabývat motorickým systémem, což bude zahrnovat volní a mimovolní pohyby, řídicí systém hybnosti a dráhy, které pohyby rukou řídí. Krátce i fyziologii kosterního svalstva a dominanci mozkových hemisfér. Další částí teorie bude popisovat fyziologii a patologii horních končetin a typy běžně prováděných rehabilitací. V neposlední řadě zde budou popsány typy biofeedbacku a vhodný biofeedback pro rehabilitace horních končetin.

Součástí práce bude i rešerše, která bude podstatná pro zjištění stávajícího stavu v oblasti snímání a analýzy pohybů horních končetin. Důležité bude zjištění pomocí jakých typů senzorů a jakým způsobem se snímání pohybů provádí. Oblastí zájmu bude i umístění a provedení měřicích zařízení a také následné zpracování a aplikace v PC. Také bude důležité zjistit, zda jsou tyto metody používány pro rehabilitace a jakým způsobem.

Následovat bude již samotná realizace měřicího prototypu. Nejprve proběhne na základě rešerše vhodný výběr senzoru a také nejvhodnější způsob jak z něj získat užitečná data. Budou zde stručně popsány možnosti měření a zpracování signálu pro vybraný typ senzoru. Dále bude nutné vytvořit programovou část pro získání správných dat ze senzoru a pro jejich zobrazení na PC. Tento měřicí řetězec bude sloužit ke snímání rozsahu pohybů předloktí a zápěstí. Mezitím bude probíhat také tvorba uživatelského rozhraní, které bude sloužit jako rehabilitační hra a bude využívat biofeedback.

Poslední částí práce bude rozsáhlé testování vytvořeného prototypu. Nejprve bude probíhat pilotní testování na větším vzorku osob a poté proběhne ještě dlouhodobé testování. Všechna získaná data z těchto testování budou statisticky zpracována. Obsaženo bude i finální srovnání a zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

# 1 Motorický systém

Řízení motoriky člověka neboli jeho pohybového aparátu pomocí kosterních svalů je uskutečňováno pomocí celého centrálního nervového systému (CNS). Aktivita motorického systému se dělí na volní a mimovolní, při běžném pohybu se obě tyto aktivity kombinují. [1]

## 1.1 Volní a mimovolní pohyby

U mimovolních pohybů se jedná především o řízení vzpřímené polohy a zároveň držení svalového tonu, ale spadají sem i reflexy. Tyto informace se nacházejí v mozgovém kmeni a jsou dále řízeny mozečkem, bazálními ganglii a podřízeny mozkové kůře. Mozeček z nich vybírá důležité informace a ostatní potlačuje, tím se vysoce podílí na koordinaci a přesnosti mimovolních pohybů. Mimovolní motorika je realizována pomocí extrapyramidových drah.

Volní pohyby jsou vyvolávány přímo impulsy z mozkové kůry převážně z temenního a čelního laloku, ale také pomocí bazálních ganglií a mozečku. Mezi úmyslné pohyby patří veškeré cílené činnosti jako psaní, chůze, sport, pohyb rukou apod. Volní motorika je realizována pomocí pyramidových drah. [2][4]

## 1.2 Centrální a periferní motoneuron

Motoneuron je speciální typ neuronu, který je umístěn přímo v motorické dráze. Dělí se na centrální a periferní motoneurony.

Centrální neboli horní motoneuron je část sestupné motorické dráhy a nejčastěji jde o pyramidovou buňku motorické kůry. To znamená, že z ní vychází pyramidová dráha, ale centrální motoneurony bývají i neurony extrapyramidových drah v mozgovém kmeni. Periferní neboli dolní motoneuron je poté součástí předního míšního rohu. Jde o neuron, jehož axon tvoří motorický nerv, který jde přímo ke svalu. Označuje se jako  $\alpha$ -motoneuron. [2]

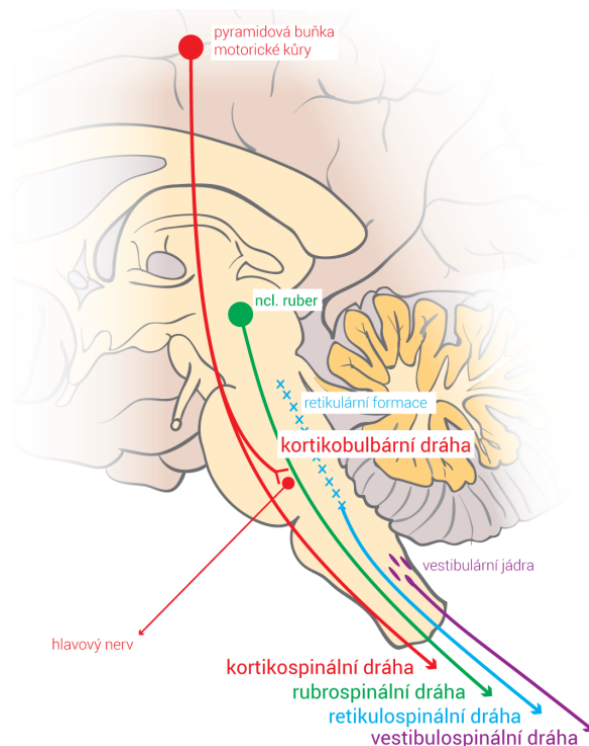
## 1.3 Dráhy

Dráhy se dělí na čtyři typy, jde o projekční, asociační, komisurální a okruhy. Projekční dráhy se dále dělí podle směru na sestupné a vzestupné. Sestupné dráhy neboli descendentní jsou většinou motorické dráhy. Vzestupné neboli ascendentní jsou senzitivní. Pro účely této práce budou popsány pouze dráhy motorické.

### 1.3.1. Motorické dráhy

Motorické dráhy se rozdělují na pyramidové a extrapyramidové dráhy. Pyramidová dráha je základní název pro kortikospinální a kortikobulbární dráhy. Kortikospinální dráha je hlavní pro volní motoriku a vede z motorické kůry do jader motorických míšních nervů. Tato dráha se kříží na hranici mozku a míchy. Kortikospinální dráha primárně ovládá i volní pohyby horních končetin. Kortikobulbární dráha vede signály z kůry k motorickým jádrům hlavových nervů a kříží se jen částečně.

Extrapyramidové dráhy se skládají z retikulospinální, vestibulospinální a rubrospinální dráhy. Tyto dráhy ovlivňují mimovolní pohyby, kde se jedná zejména o velké svalové skupiny, udržování vzpřímeného postojů a udržení svalového napětí. Podílejí se i na regulaci reflexních oblouků. [2][4]

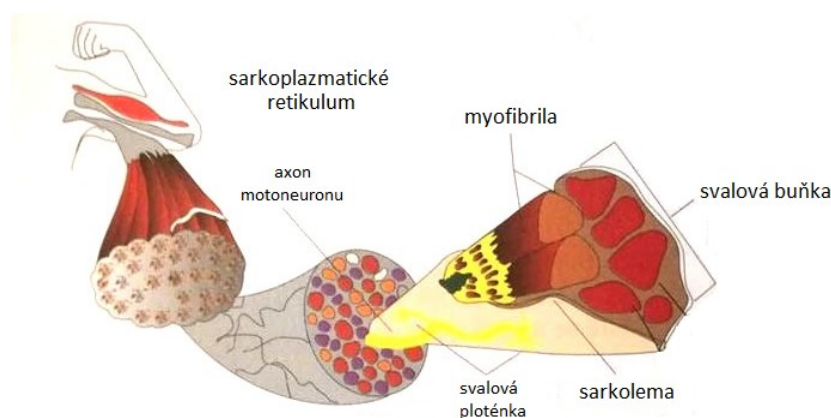


Obr. 1 Průběhy pyramidových a extrapyramidových drah [2]

## 1.4 Fyziologie kosterního svalstva

Toto svalstvo je podstatnou součástí hmotnosti těla (40 %) a tvoří ho až 600 jednotlivých svalů. Jeho funkčními vlastnostmi jsou kontrakce a relaxace, čímž zajišťují veškerý aktivní pohyb jako je například chůze, mimika, řeč, psaní a další pohyby. Kontrakce je řízena přímo CNS. Veškeré reakce probíhají na úrovni nervosvalové ploténky pomocí chemických reakcí, které se mění na elektrické impulsy.

Kosterní svaly jsou tvořeny příčně pruhovanou svalovinou. Každý sval může být tvořen několika tisíci svalovými vlákny, což jsou mnohobuněčné buňky obalené buněčnou membránou zvanou sarkolema. Svaly v klidu jsou pořád pružné, při prodlužování nad takzvanou klidovou délku kladou odpor, po pominutí této působící síly se opět rychle vrací do původní polohy. [1][3]



Obr. 2 Struktura kosterního svalu [3]

## 1.5 Řízení hybnosti

Řízení hybnosti ale i realizace pohybů se provádí v několika systémech. Jde hlavně o spinální míchu, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia a mozkovou kůru (viz Obr. 3). Všechny tyto systémy mezi sebou spolupracují a celkově řídí kvalitu a přesnost pohybu.

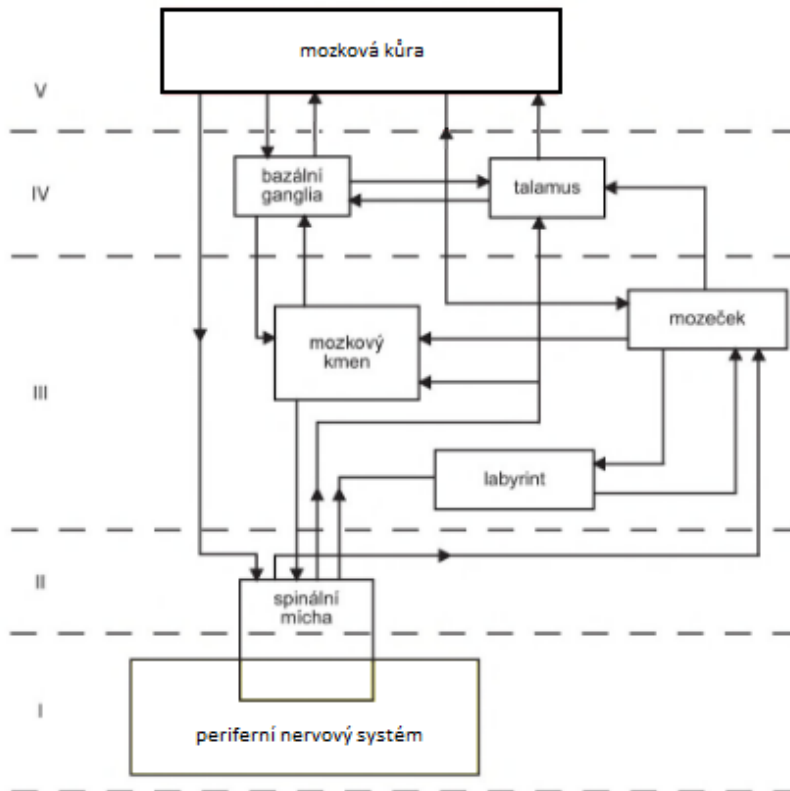
Spinální mícha je nejnižší motorické centrum. Je ovládáno vyššími systémy mozku a dostává informace jak z kůže (exteroreceptory), tak i ze svalů a šlach (proprioreceptory).

Dalším centrem je mozkový kmen, který se dělí na prodlouženou míchu, Varolův most a střední mozek. Prodloužená mícha a Varolův most jsou součástí důležitých nervových drah, které mají velký vliv na vitální funkce, ale také ovládají reflexy. Střední mozek má význam pro udržení vzpřímené polohy, ale také obsahuje centra zrakových a sluchových reflexů.

Mozeček je důležitý pro řízení motoriky a dělí se na centrální část a na dvě mozečkové hemisféry, které se ještě dělí na přední a zadní lalok. Mozeček řídí svalový tonus a tím i postoj, ale také volní pohyby.

Bazální ganglia jsou čtyři jádra v mozku, která řídí volní i mimovolní pohyby. Tato jádra se řídí informacemi z mozkové kůry, mozkového kmene a thalamu.

Posledním centrem je mozková kůra. Pro řízení pohybu se celá mozková kůra omezuje na motorickou oblast. Vzniká zde finální rozhodnutí o pohybu na základě informací ze všech předešlých systémů. Spojení mezi mozkovou kůrou a pátevní míchou je zajištěno kortikospinální dráhou. [1][3]



Obr. 3 Schéma řízení motoriky [1]

## 1.6 Dominance hemisfér

Obě mozkové hemisféry mezi sebou musejí spolupracovat, díky tomu se zvyšuje jejich účinnost a zlepšují se i schopnosti daného člověka. Jde například o schopnost učení, motoriky, psaní apod. Levá hemisféra ovládá hlavně pravou stranu těla včetně ruky, ale řídí také řeč. Je zde obsažena spíše analytická složka myšlení, například matematické nebo logické. Pravá hemisféra zase ovládá levou část těla a je zaměřena hlavně na emotivní složku myšlení. [5]

Mozek je tedy nejlépe využíván, pokud při pohybu člověk propojuje činnost obou hemisfér. To je možné zlepšovat díky jednoduchým cvičením, která se snaží obě hemisféry zapojovat synchronně. Když je tedy najednou vykonáván každou rukou jiný pohyb, musí se zapojit obě hemisféry. Toto bývá nejvíce přínosné například pro pianisty, kytaristy, bubeníky, žongléry apod.

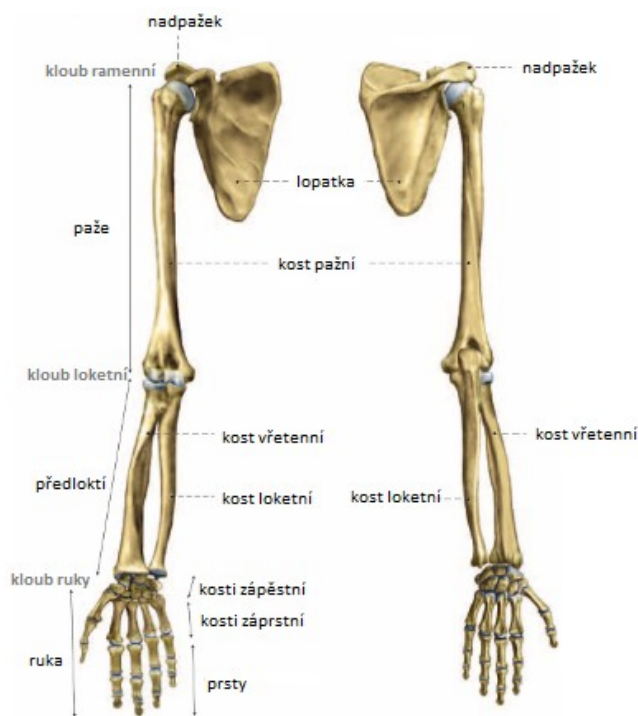
Rovněž pomocí dalších cvičení na každé ruce zvlášť lze dosáhnout dobrých výsledků ve zlepšení koordinace a spolupráce mezi hemisférami. Lze takto trénovat dominantní a nedominantní ruku tedy i hemisféru a tím zlepšit celkový pohyb rukou a přesnost jemných pohybů.



## 2 Horní končetiny a jejich rehabilitace

### 2.1 Anatomie a fyziologie

Horní končetina je složena z pletence (cingulum membri superioris), kosti pažní (humerus), kosti vřetenní (radius) a loketní (ulna), zápěstních (ossa carpi) a záprstních kůstek (ossa metacarpi) a prstů (phalanges). Dále se skládá ze tří hlavních kloubů a to ramenního (articulatio humeri), loketního (articulatio cubiti) a kloubu zápěstí a ruky (articulatio manus). [6]



Obr. 4 Kostra horní končetiny, upraveno z [6]

Horní končetiny zajišťují složitý a komplexní pohyb. Jedná se o volní pohyby a jsou řízeny popsány systémy v kapitole 1. Ramenní kloub může vykonávat abdukci (upažení) a addukci (připažení), dále ventrální (předpažení) a dorsální flexi (zapažení) nebo rotaci. Loketní kloub provádí flexi a extenzi a také pronaci a supinaci, což je otáčení předloktí, při kterém se kříží kosti loketní a vřetenní. Klouby zápěstí a ruky provádí palmární a dorzální flexi a dále dukci (úklony ke stranám). Otáčivé pohyby zápěstí jsou zajištěny již supinací a pronací loketního kloubu. [7]

### 2.2 Patofyziologie

Patofyziologie horních končetin mívá mnoho příčin. Může jít o poruchy vrozené nebo získané a obě mohou mít různý původ. Mají velký vliv na volní i mimovolní pohyby a to jak na velké svalové skupiny, tak i na jemnou motoriku. Tyto poruchy vznikají buď přímo na končetině, kde může jít o různé svalové dystrofie nebo záněty. Nebo vznikají v centrech či přímo v drahách řízení motoriky. Zde poté dochází k různým stupňům parézy (částečné ochrnutí) a plegie (úplné ochrnutí). Zde budou stručně popsány poruchy centrálního a periferního nervového systému, které mají vliv na motoriku horních končetin.

Jako jedny z nejčastějších jsou uváděny poruchy centrálního motorického neuronu, jejichž příčina bývá cévní mozková příhoda, úrazy, nádory nebo roztroušená skleróza. Následkem jsou parézy nebo plegie a to buď periferní, nebo centrální. Periferní parézy jsou způsobeny poruchou na periferních nervových vláknech, centrální parézy potom poruchami na mozku a míše.

Další velmi podstatná skupina jsou poruchy extrapyramidového systému. Zde jsou zastoupeny poruchy bazálních ganglií nebo mozečku. Ty mohou být způsobeny například záněty, úrazy, různými změnami na cévách nebo degenerativními změnami, ale také otravou oxidem uhelnatým. Poruchy bazálních ganglií poté způsobují nejčastěji Parkinsonovu chorobu nebo různé mimovolní pohybové syndromy jako například Huntingtonovu chorobu. [5]

## **2.3 Rehabilitace horních končetin**

Při rehabilitaci horních končetin je důležitý jak složitý pohyb veškerých kloubů, tak i jemná motorika rukou. Dále je důležitá spolupráce obou končetin, což je nejdůležitější u lidí, kteří hrají na nějaký hudební nástroj nebo dělají sport, při kterém je nutno zapojovat obě ruce. Rehabilitace horních končetin se provádí několika způsoby. Základním krokem je léčebný tělocvik neboli kinezioterapie, ale provádí se rovněž fyzikální terapie nebo ergoterapie.

### **2.3.1 Léčebný tělocvik**

Léčebná tělesná výchova je soubor pohybových úkonů, které mají za následek zlepšení stavu pohybové soustavy rehabilitovaného pacienta. Tyto pohyby mohou být aktivní, pasivní nebo jejich kombinace. Pokud působí mechanická síla zevnějšku, jedná se o pasivní pohyb. Ovšem když se pacient aktivně zapojuje do pohybu, jedná se o cvičení aktivní. Je to jedna z nejdůležitějších metod v rehabilitaci. Pro léčebný tělocvik byly vyvinuty přesné postupy a metody rehabilitace, které by měly co nejlépe navrátit porušené funkce končetin. Může jít o různé snížení svalové síly, zpomalené reakce, zmenšení rozsahu pohybu nebo zhoršení koordinace pohybu v prostoru. Poruchy popsané v kapitole 2.2 způsobují různé druhy následků, a proto se u každého pacienta vytváří rehabilitační plán. [8]

### **2.3.2 Fyzikální terapie**

Při fyzikální terapii se působí na dané oblasti těla různými druhy fyzikální energie. Tato metoda se kombinuje s jinými metodami rehabilitace, nepoužívá se samostatně. Fyzikální terapie pomáhá zlepšovat přenos dostředivé informace vyšších soustav nervového systému v rámci biologické zpětné vazby neboli biofeedbacku. Pro tuto terapii se používají různé fyzikální energie, mezi které patří ultrazvuk, elektrická, magnetická, mechanická, tepelná nebo světelná energie. [8]

### **2.3.3 Ergoterapie**

Ergoterapie neboli léčba prací je rovněž důležitou součástí rehabilitace horních končetin. Tato terapie začíná již na začátku rehabilitace, i když pacient ještě není schopen provádět léčebný tělocvik. Ergoterapie je velmi podstatná pro zpětné zapojení člověka po zranění do normálního života. Rozvíjí se pomocí ní jak jemná motorika, tak i různé klasické pohybové činnosti nutné k samoobsluze nebo k práci. [8]

### 3 Biofeedback

Biofeedback neboli zpětná vazba biologických systémů se může vztahovat k celému lidskému tělu, určitým orgánovým soustavám nebo orgánům. Jsou měřeny různé biologické veličiny a ty jsou jako zpětná vazba vráceny k pacientovi. Zpětná vazba může být kladná nebo záporná dle reakce ovlivňované osoby. Touto metodou je pacientovi předkládána měřená veličina či akustický nebo optický vjem a je očekávána jeho reakce. Tímto se také zvyšuje efekt a atraktivita rehabilitace. [9]

#### 3.1 Biofeedback v rehabilitaci

Pro rehabilitaci se biofeedback dělí podle měřené veličiny. Obecně je to na fyziologické a biomechanické veličiny. Mezi měřené fyziologické veličiny patří elektrická aktivita mozku (EKG), svalů (EMG) nebo srdce (EKG), ale také dech. Z biomechanických veličin je pro biofeedback měřen různý pohyb těla, kontrola postoje nebo chůze, ale i síla. [10]

##### 3.1.1 Fyziologické veličiny pro biofeedback

Fyziologické systémy, které se měří pro biofeedback, jsou neuromuskulární systém, dýchací systém a kardiovaskulární systém. Neuromuskulární metody biofeedbacku zahrnují hlavně elektromyografii (EMG).

EMG biofeedback je metoda pro znovu natrénování svalu vytvářením nových zpětných vazeb jako důsledek přeměny elektrických signálů ze svalu do obrazových nebo zvukových signálů. V elektromyografii se používají povrchové elektrody pro detekci změn v kosterním svaly, které se pak přivádí zpět uživateli vizuálním nebo zvukovým signálem. EMG biofeedback se používá buď pro zvýšení aktivity v slabém nebo paretickém svaly, nebo může být použit k snížení svalového napětí.

Respiračním biofeedbackem je měřeno dýchání pomocí elektrod nebo senzorů připevněných k břichu a následným převedením dýchání na zvukové a vizuální signály pro pacienta. Výuka bráničního dýchání u pacientů s respiračním onemocněním je nejběžnější způsob respiračního biofeedbacku.

Kardiovaskulární měření, které může být použito pro biofeedback v reálném čase, zahrnuje měření srdeční frekvence a variabilitu srdeční frekvence, ale také krevního tlaku a teploty kůže. Trénink s měřením srdečního rytmu vede ke snížení systolického tlaku krve během cvičení. Variabilita srdeční frekvence (HRV) je ovládána autonomním nervstvem, ale je možné ji také ovlivnit vůlí. Je snadno měřitelná a její měření se využívá při léčbě astmatu. Nepravidelná sinová aktivita (RSA) je také autonomního původu. Její ovlivňování může vést k velké úlevě ve stresových situacích, případně u posttraumatické poruchy. [10][11]

##### 3.1.2 Biomechanické veličiny pro biofeedback

Biomechanický biofeedback zahrnuje měření pohybu těla, kontroly držení těla a síly produkované v lidském těle. Měřicí přístroje, které mohou být použity, pro poskytnutí biomechanického biofeedbacku jsou inerciální senzory, tlakové podložky, elektrogoniometry a systémy na bázi kamer. Získání biomechanických veličin vyžaduje komplexnější měření.

Inerciální neboli vnitřní senzory používají pro snímání akcelerometry a gyroskopy a tím je získávána informace o pohybu těla, například končetiny. Akcelerometr měří zrychlení, zatímco gyroskop se používá k měření úhlové rychlosti. Tyto parametry vnitřních senzorů jsou používány jako

vstupy do systému zpětné vazby, který poskytuje širokou škálu forem zpětné vazby pro pacienta, ať už sluchové, vizuální nebo hmatové signály. V důsledku malé velikosti a přenositelnosti inerciálních senzorů jsou dobré pro detekování různých pohybů těla a vyhodnocování těchto pohybů.

Tlakové podložky umožňují měření pozice těla vzhledem k zemské přitažlivé síle. Mohou být použity k poskytnutí zpětné vazby o rovnováze, pohybu či chůzi. Zpětná vazba se dá pacientovi prezentovat převedením naměřených hodnot do vizuálního zobrazení, které se mění se změnami působící síly. Biofeedback z tlakových podložek se hlavně využívá ke zlepšení symetrie postoje a rovnováhy.

Elektrogoniometrie umožňuje měření kloubních pohybů během funkčních úkolů a přináší v reálném čase zpětnou vazbu lékařům i pacientům. Zpětná vazba se obvykle dodává při měření pohybů kloubů přes zvukový signál nebo vizuální zobrazení. Goniometrem jsou měřeny rozsahy úhlových změn kolem jedné, dvou nebo tří os a poté i zlepšování rozsahu pohybu.

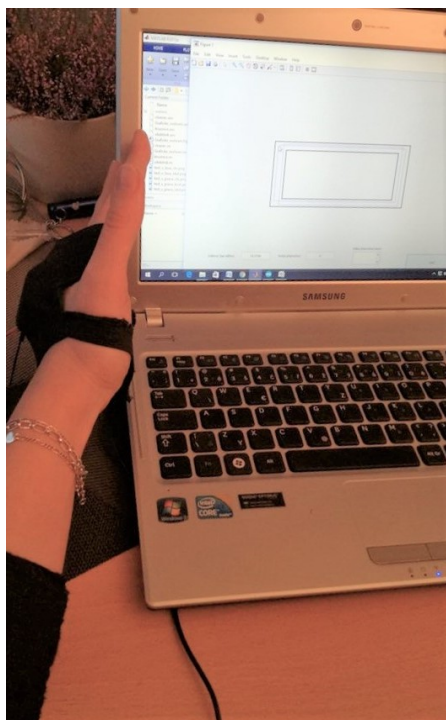
Videokamery umožňují lékařům i pacientům zkoumat složité pohyby těla, jako jsou různé gesta nebo chůze. Pro toto složité měření se používá síť kamer, kterou se detekují značky umístěné na anatomických orientačních bodech na těle pacienta. Tato informace je pak použita v systému vizuální zpětné vazby pohybu a držení těla. [10]

## **3.2 Biofeedback pro rehabilitaci rukou**

V rehabilitaci horních končetin se v praxi nejčastěji využívá léčebný tělocvik, jak bylo popsáno v kapitole 2.3.1. Je to nejstarší a ověřená metoda. Nevýhoda je potřeba asistenta při cvičení, který při rehabilitaci navrhuje a kontroluje správnost pohybů a cviků. Tato metoda rovněž nedává pacientovi žádný biofeedback.

Z metod využívajících biofeedback je reálně použitelné měření EMG biofeedbacku, kdy jsou získávány změny na měřeném svalu. Ty se poté převádějí na zvukový nebo vizuální podnět. Nevýhodou je nutnost použití elektrod a to buď nalepovacích, nebo i jehlových. Dále je možné použití metod biomechanických. Zde se jedná o elektrogoniometrii, snímání videokamerami ale hlavně o měření vnitřními senzory.

Použitím akcelerometrů a gyroskopů je získávána informace v reálném čase o rozsahu pohybu. Tímto se jednoduše, bezbolestně, rychle a levně dají získat důležité informace o pohybu dané končetiny a z toho vyhodnotit rozsah pohybu případně kvalitu rehabilitace. Při pravidelném měření se dá posoudit zlepšení pohybu rehabilitované končetiny. Pacient zde získává vizuální biofeedback na PC nebo jiném zařízení.



**Obr. 5 Napodobení obrazce**

Pomocí různých pohybů horní končetinou je možné pomocí biofeedbacku zlepšovat a doplňovat průběh rehabilitace. Například u biofeedbacku, kdy pacient uvidí na PC 3D objekt, kterým se bude snažit pohybovat nebo ho otočit v požadovaném směru, bude se mu zlepšovat prostorová orientace a rozsah pohybu zápěstím. V případě, že se pacient bude snažit napodobit nějaký obrazec na PC (viz Obr. 5), bude se u něj zlepšovat koordinace a rozsah pohybu v loketním a zápěstním kloubu díky kombinaci pohybů. Popis druhů pohybů různými klouby na ruce byl proveden již v kapitole 2.1.

## 4 Rešerše

### 4.1 Úvod rešerše

Rešerše se zabývá stavem prací na téma snímání a analýza pohybu rukou či těla. To znamená, jakým způsobem se snímání a následná analýza provádí, zda se využívá pouze akcelerometr nebo i gyroskop a další prvky. Jaké by mohlo být umístění a provedení měřícího zařízení na ruce nebo na těle. Na jakém principu probíhá přenos naměřených dat a jaké je následné zpracování v PC. Zda se někde taková metoda používá pro rehabilitace nebo pro jiné účely, a jakým způsobem.

Všechny zjištěné informace budou využity při tvorbě prototypu měřícího zařízení umístěného na ruku, s přenosem dat do PC a biofeedbackem v rehabilitaci, což bude cílem této diplomové práce.

**Název:** Miniature Wireless Inertial Sensor for Measuring Human Motions

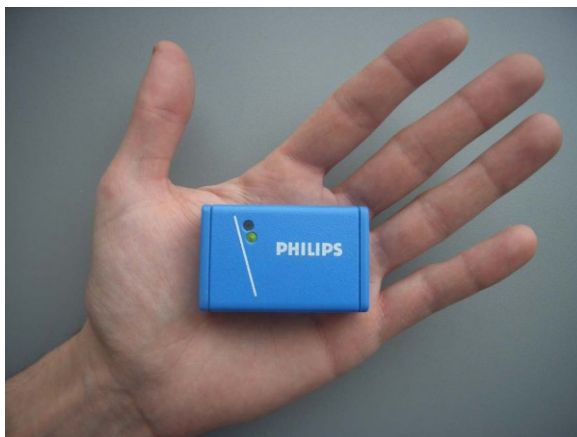
**Autoři:** VAN ACHT, Victor, Edwin BONGERS, Niek LAMBERT a Rene VERBERNE

**Publikováno:** Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France (2007)

---

Tento článek popisuje senzor pro měření pohybů lidského těla od firmy Philips (viz Obr. 6) [19]. Tento systém se skládá z několika malých bezdrátových vnitřních senzorů a připevňuje se k nějaké z končetin testované osoby. Je propojený s PC, kde je zapojen bezdrátový přijímač a zde jsou výsledky (naměřená data) interpretovány a prezentovány.

Obsahuje tedy senzory, které měří 3D zrychlení (akcelerometr), 3D magnetizaci (magnetické pole země) a 3D úhlovou rychlost (gyroskop). Data jsou bezdrátově přenášena pomocí protokolu IEEE 802.15.4. Tento systém je v současné době uplatňován v pilotní studii pro motorickou rehabilitaci pacientů po mrtvici.



**Obr. 6** Bezdrátový prototyp od firmy Philips [19]

Tento senzor byl využíván hlavně pro telemonitorování pacientů po mrtvici a pro jejich motorickou rehabilitaci. Tento systém byl tedy sestaven, aby snímal pozici a pohyb osob. Pomocí senzorů je schopen změřit zrychlení, úhlovou rychlost a magnetizaci (kompas) a po bezdrátovém přenosu do PC z těchto získaných dat vyhodnotit 3D orientaci všech senzorů a tudíž přesnou pozici měřené osoby.

Prototyp popsaný v článku, používal pro snímání pozice a pohybu těla měřené osoby akcelerometr, gyroskop a magnetometr a pro bezdrátový přenos byl použit protokol IEEE 802.15.4. Pro přenos by se dal využít i některý z typů Bluetooth nebo WiFi.

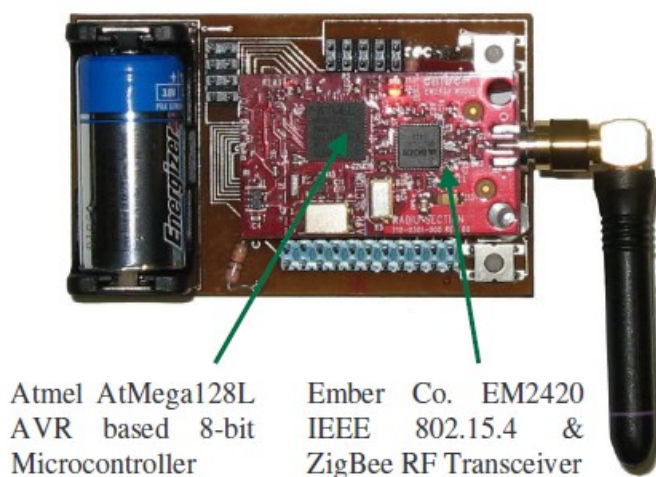
**Název:** Accelerometer-Based Human Abnormal Movement Detection in Wireless Sensor Networks

**Autoři:** BURCHFIELD, T. Ryan a S. VENKATESAN

**Publikováno:** Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international workshop on Systems and networking support for healthcare and assisted living environments (2007)

Tento článek zkoumá způsob použití bezdrátových biomedicínských senzorových sítí [20], která se snaží sledovat pacienty za určitých podmínek způsobem zcela neinvazivním a nerušivým. Tato neinvazivní metoda používá akcelerometr k určení, zda je pohyb paží člověka podobný tomu u osoby trpící záchvatem.

Tato biomedicínská aplikace bezdrátových senzorových sítí je založena na předpokladu, že malý bezdrátový přístroj s akcelerometrem je připojen k lidskému zápěstí, jako náramkové hodinky. Tento článek popisuje algoritmus, který používá tento přístroj k identifikaci rychlých otřesů, které obvykle doprovázejí myoklonické, klonické a tonicko klonické záchvaty. Po zjištění abnormální události, algoritmus spustí zvukový alarm ze zařízení na zápěstí a vysílá alarmové hlášení prostřednictvím bezdrátové sítě ZigBee do pacientovy monitorovací stanice obsluhované lékařským personálem.



**Obr. 7 Prototyp bezdrátové platformy s akcelerometrem [20]**

Menší deska s anténou na Obr. 7 je standardní rádiový komunikační modul<sup>1</sup> z vývojového kitu Ember EM2420. Tato deska obsahuje celý hardware nezbytný pro udržení bezdrátové komunikace a pro vykonávání základních výpočtů. Rádiový komunikační modul je primárně složen z Ember EM2420 IEEE 802.15.4 RF vysílače-přijímače<sup>2</sup> a Atmel AtMega128L 8-bitového mikroprocesoru.

<sup>1</sup> Z angl. Radio Communication modul

<sup>2</sup> Z angl. RF transceiver

Větší deska na Obr. 7 obsahuje zbývající vybavení nezbytné pro vývoj algoritmů na detekci abnormálních pohybů založených na akcelerometru. Mezi významné součásti na desce patří běžná 3V baterie, dvě programovatelné tlačítka a tříosý akcelerometr.

V tomto článku byla vyvinuta aplikace bezdrátových senzorových sítí pro detekci abnormálních lidských pohybů, které by mohly indikovat vážné zdravotní nebezpečí. Tento algoritmus je prospěšný, protože běží v reálném čase a má nízkou spotřebu energie, vestavěný mikrořadič a nezasahuje do pacientova života, takže je méně pravděpodobné, že budou pacienti nespokojeni s monitorováním. Tento prototyp tedy obsahuje tříosý akcelerometr, který snímá pohyb pacienta a je umístěn na jedné desce s rádiovým komunikačním kanálem, který zajišťuje bezdrátový přenos získaných dat.

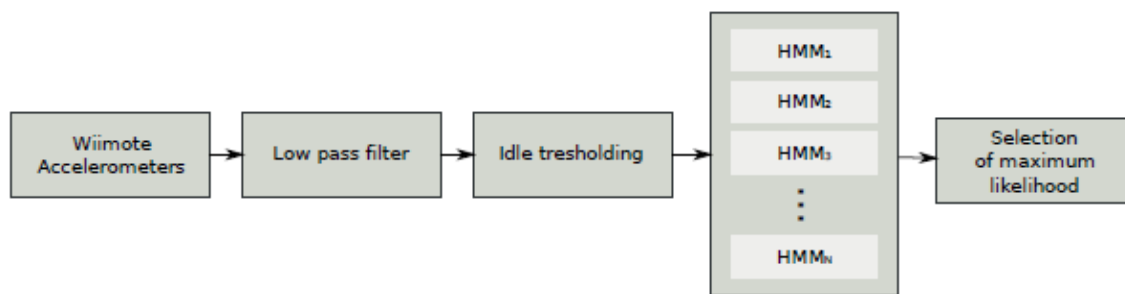
**Název:** Wiimote gesture recognition

**Autoři:** MLÍCH, Jozef

**Publikováno:** Proceedings of the 15th Conference and Competition STUDENT EEICT (2009)

Tento článek pojednává o metodě rozpoznávání gest pomocí ovladače Wiimote [21]. Popisuje získávání dat, jejich předzpracování a dále zkoumá jejich vhodnost pro účely rozpoznání gest. V článku je využit rozpoznávač založený na Skrytých Markovových Modelech<sup>3</sup>.

Ovladač Wiimote může poskytovat informace o své poloze, včetně vzdálenosti od počítače. Tyto informace jsou poskytovány pomocí vestavěné infračervené kamery. To však vyžaduje složitější nastavení pracoviště a znemožňuje použití rozpoznávání gest v obecných případech, proto je v tomto dokumentu popsána pouze analýza dat z akcelerometrů. Údaje získané z akcelerometru v ovladači Wiimote jsou definovány jako časové trojice  $(a_x, a_y, a_z)$ , které představují zrychlení zařízení v osách X, Y a Z. Údaje jsou vysílány s vzorkovací frekvencí asi 80 Hz. Z experimentálních důvodů bylo definováno 8 gest.



**Obr. 8 Blokové schéma zpracovávání dat s dynamickou délkou [21]**

Zpracovávání dat bylo založeno na dvou různých přístupech, ale oba sdílely stejný modul. Nejprve modul získal data z ovladače Wiimote, poté byla tato data filtrována dvěma jednoduchými filtry. Následně spočítal modul Skrytých Markovových Modelů pravděpodobnost výskytu analyzovaného gesta. První přístup analyzuje sadu překrývajících se oken se statickou velikostí jako jeden pohyb. Druhý přístup se pokouší rozpoznat hranice gesta a analyzovat vektor dat najednou.

<sup>3</sup> Z angl. Hidden Markov Model



Před rozříděním byla data předzpracována dolnoproustným filtrem, aby byl odstraněn šum a prahovým filtrem, který odstraní vzorky s nízkým významem. Existuje mnoho aplikací, které umožňují ovládat a načítat data z ovladače Wiimote. Pro účely této práce byla použita knihovna WiiYourself!.

Tato studie demonstrovala využití ovladače Wiimote při rozpoznávání gest. Z tohoto ovladače byla hodnocena pouze data z akcelerometrů a ty byla následně zpracována a vyhodnocována pomocí metody Skrytých Markovových Modelů. Na PC se pro vyhodnocování používala knihovna WiiYourself!. Jedná se o zcela jiný přístup, kdy není senzor připevněn k ruce, ale je použit ovladač.

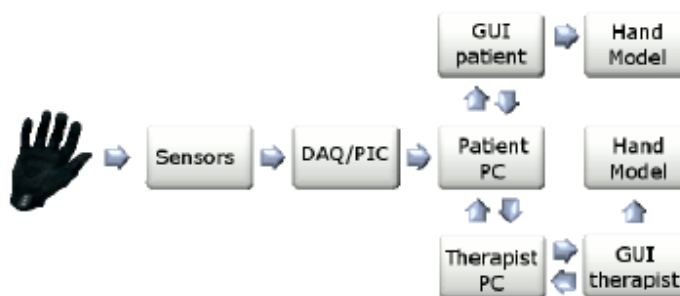
**Název:** Data Glove and Virtual Environment - a Distance Monitoring and Rehabilitation Solution

**Autoři:** SZELITZKY, Emőke, Alexandra Maria ALUȚEI, Benjamin CHETRAN a Dan MÂNDRU

**Publikováno:** : Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering (2011)

Tento článek prezentuje nízkonákladovou datovou rukavici založenou na novém druhu flexibilního senzoru se speciálním obvodem pro zpracování dat [22]. Zachycené pohyby lidské ruky jsou zobrazeny pomocí 3D modelu ruky, což dává možnost uložit, načíst a vizualizovat zpracování dat. V tomto směru je představen software e-rehabilitace pro lepší kooperaci pacient-terapeut.

Prototyp systému datové rukavice obsahuje sedm senzorů, umístěných na ukazováčku, prostředníčku a palci. Pro měření úhlu ohybu prstů byly použity levné odporové flexibilní senzory. Tyto senzory snižují svůj odpor s úhlem ohybu. Také byl sestaven pomocný elektronický obvod, kde byl použit mikroprocesor PIC16C765. Ten podporuje USB 1.1, má dva výstupy PWM, osm analogových vstupů a pět digitálních IO portů. Také byl použit analogový multiplexor a pro detekci napětí ze senzorů byl navržen zesilovač a obvod DC offsetu.



Obr. 9 Blokový diagram systému datové rukavice [22]

Prezentovaná rukavice je komplet složený z rukavice z umělé kůže, skupiny sedmi senzorů (s možností až 16 senzorů) a přídatného elektronického obvodu. Snímače jsou umístěny strategicky, na hřbetu ruky, nad jednotlivými klouby. Komunikace datové rukavice s PC probíhá přes protokol USB.

3D model ruky byl navržen pomocí opensource simulačního prostředí s názvem OpenSim. OpenSim je volně dostupný softwarový balíček, který umožňuje tvorbu, výměnu a analýzu pohybového systému a jeho dynamických pohybových simulací s ohledem na jejich počítačové modely.



**Obr. 10 Datová rukavice a použité senzory [22]**

Aby byl systém kompletní, rukavice a 3D model jsou propojeny v softwarové jednotce. Tato jednotka je zodpovědná za interpretaci příchozích dat přes USB port, vizuální zpětnou vazbu o zachyceném pohybu, interakcí počítače a člověka s pomocí hlavního uživatelského rozhraní (GUI) a v neposlední řadě síťových komunikací.

Tento systém by se dal využít pro různé rehabilitace rukou, protože jejich úrazy a nemoci jsou velmi častou komplikací normálního života. Představená rukavice využívá sedm flexibilních senzorů umístěných na kloubech prstů, které slouží ke 3D snímání pohybu ruky. Přenos získaných dat probíhá přes USB port do systémové jednotky a data jsou interpretována v uživatelském rozhraní. Podle druhu rehabilitace by mohl být využit pouze náramek, místo celé rukavice a případně méně senzorů pro jednodušší zpracování dat.

**Název:** A Wireless-based Home Rehabilitation System for Monitoring 3D Movements

**Autoři:** DAPONTE, Pasquale, Luca DE VITO a Carmine SEMENTA

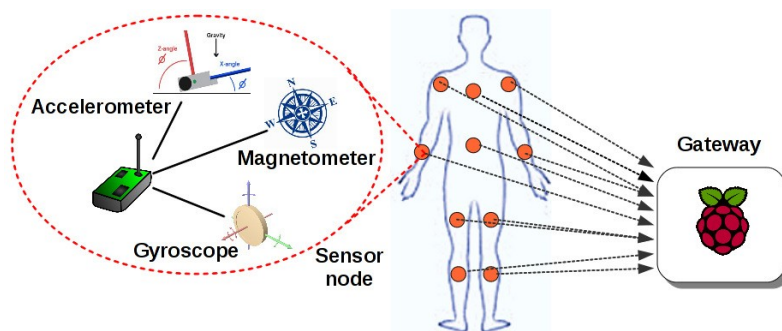
**Publikováno:** Medical Measurements and Applications Proceedings (2013)

Představený rehabilitační systém založený na bezdrátových pohybových senzorech má sloužit jako pomoc terapeutům při posuzování míry zotavení pacientů s motorickými dysfunkcemi [23]. U takovýchto pacientů se měří při rehabilitacích takzvaný rozsah pohybu<sup>4</sup>, který jsou schopni zvládnout. Dle tohoto údaje sledují průběh zotavování a zlepšování pohybu pacienta.

Tato práce tedy prezentovala domácí systém pro rehabilitaci využívající síť senzorů na těle člověka<sup>5</sup> pro měření rozsahu pohybu při provádění rehabilitačních cvičení. Několik bezdrátových senzorů Zolertia Z1 (viz Obr. 11) skládajících se z 3D akcelerometru, magnetometru a gyroskopu bylo upevněno na tělo a pomocí nich se měřil rozsah pohybu.

<sup>4</sup> Z angl. Range of Motion (ROM)

<sup>5</sup> Z angl. Body Area Sensor Network (BASN)



**Obr. 11 Rozmístění senzorů Zolertia Z1 na těle [23]**

Pacient má tedy možnost být při rehabilitačním cvičení doma, přičemž má na sobě bezdrátové senzory, které informace o cvičení posílají přes protokol IEEE 802.15.4 do modulu, který je přes USB připojen k počítači Raspberry Pi a ten poté posílá data na server, kde probíhá i následná 3D rekonstrukce právě prováděného pohybu/pozice/cviku. Díky tomuto má lékař možnost ze svého pracoviště sledovat v reálném čase cvičení pacienta a použít tato data také pro následnou analýzu kvality rehabilitace.



**Obr. 12 Ukázka ruky se senzory [23]**

Celý proces tedy probíhá v několika krocích. Nejprve jsou pohyby od pacienta detekovány senzory umístěnými na těle a jsou poslány do modulu k následné rekonstrukci pozice. Server pro rekonstrukci pozice filtruje surová data z jednotlivých částí těla a poté jsou tyto jednotlivé směry spojeny pro výpočet relativních směrů a úhlů kloubů pro rekonstrukci pozice těla. V konečné fázi je orientace končetin a držení těla digitálně reprezentována 3D animovanou postavou, která se hýbe v reálném čase stejně jako pacient.

Představený systém pro zjednodušení rehabilitací je velmi perspektivní. Pacienti budou mít možnost provádět cvičení kdekoli, pouze s nasazenými bezdrátovými senzory, které budou snímat jeho pohyb a posílat naměřená data bezdrátově do modulu spolupracujícím s minipočítačem Raspberry Pi. Odtud se data posílají ke zpracování a vznikne 3D animovaná postava, která reprezentuje pohyb prováděný pacientem. Tento systém hodnotím jako velmi zajímavý, protože pro snímání pohybu využívají senzory, které obsahují akcelerometr, gyroskop a magnetometr.

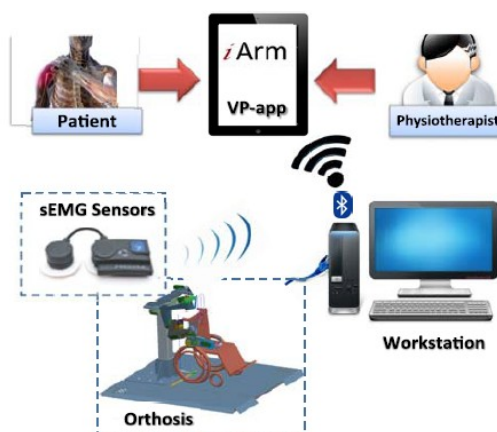
**Název:** A VP-based application to improve lability of an upper-limb rehabilitation orthosis

**Autoři:** PERUZZINI, Margerita, Matteo IUALÉ a Michele GERMANI

**Publikováno:** Mechatronic and Embedded Systems and Applications (2014)

Tento dokument prezentoval, jak se dnes využívají Virtuální Prototypy (VP) v dynamice robotů, jako efektivní nástroj pro simulaci chování systému a zlepšení kvality rehabilitačních technik [24]. Používáním VP softwarového prostředí můžou být pacienti vizuálně vedeni v jejich pohybech a fyzioterapeut může nastavovat parametry systému a tudíž kontrolovat pohyby pacienta v reálném čase.

Představený systém je rehabilitační exoskeleton obohacený o aplikaci založenou na VP, aby byl léčebný tělocvik přístupnější a zároveň snižoval námahu při používání systému a řízení terapie. Aplikace VP zejména slučuje výpočetní pohybovou analýzu se zjednodušeným ovládáním, 3D zobrazením v reálném čase a simulací pohybu pacientů.



**Obr. 13** Struktura rehabilitačního systému založeného na VP [24]

Systém je založen na elektromechanické ortéze, sadě bezdrátových senzorů EMG, centrální stanici, mobilním zařízením (např. iPad), specifických softwarových nástrojích, které umožňují fyzioterapeutovi získávat, ukládat a zpracovávat data o rehabilitaci pacienta a VP-aplikaci (VP-app), která umožňuje vytvořit virtuální prototyp uživatele a ten napodobuje jednotlivá sezení léčby. VP-app se skládá z řídicího rozhraní a 3D prohlížeče. Během sezení, ortéza pošle přes připojení Ethernet údaje o pohybech. Ve stejné době snímače sEMG vysílají přes Bluetooth hodnoty o elektrické aktivitě svalových skupin, které byly použity na hlavní rozhraní. Data jsou vzorkována, synchronizována a uložena do databáze.

V tomto článku byl prezentován systém, který využívá virtuální prototypy, byl použit exoskeleton, který snímal svalovou aktivitu EMG snímači. Data z EMG snímačů byla posílána přes Bluetooth do hlavního rozhraní a aplikace na PC poté v reálném čase zobrazovala pohyb pacienta pomocí jakéhosi avatara. Podobný systém by se dal využít i při využití akcelerometru, který by nepotřeboval tak složité vyhodnocování a uživatelské prostředí.

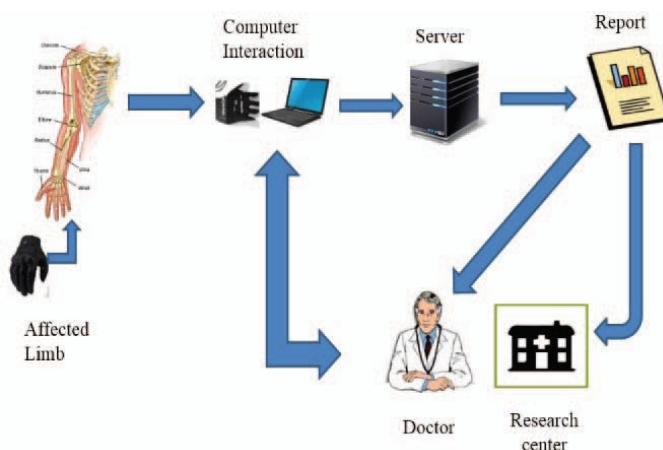
**Název:** Helping-Hand: A Data Glove Technology for Rehabilitation of Monoplegia Patients

**Autoři:** AR RAHMAN, Yeasin, Mohammed MOSHIUL HOQUE, Khalid IBN ZINNAH a Imam MOHAMMAD BOKHARY

**Publikováno:** The 9th International Forum on Strategic Technology (2014)

Článek popisuje počítačově ovládané elektronické zařízení zvané Helping hand<sup>6</sup> [25], které může být použito pro rehabilitační proces pacientů s monoplegií tím, že jim bude asistovat při fyzické terapii. Monoplegie je paralýza jedné končetiny, většinou ruky. Pro tyto pacienty je nejvíce přínosná fyzická terapie, přestože tato terapie vyžaduje monotónní pohyby, které jsou pro pacienty fádňí a nudné. Proto s podporou počítačové technologie může být tato aplikace použita pro pomoc pacientům dělat fyzické cvičení účinněji a příjemněji.

V této práci byla tedy navržena nízkonákladová datová rukavice jako pomocný nástroj terapie při procesu rehabilitace monoplegie horní končetiny. Systém Helping hand je rozdělen do čtyř hlavních celků. Jsou to Datová rukavice, Systémová jednotka, Software herní aplikace a Nástroj pro analýzu dat Cloud.



**Obr. 14 Konfigurace technologie Helping hand [25]**

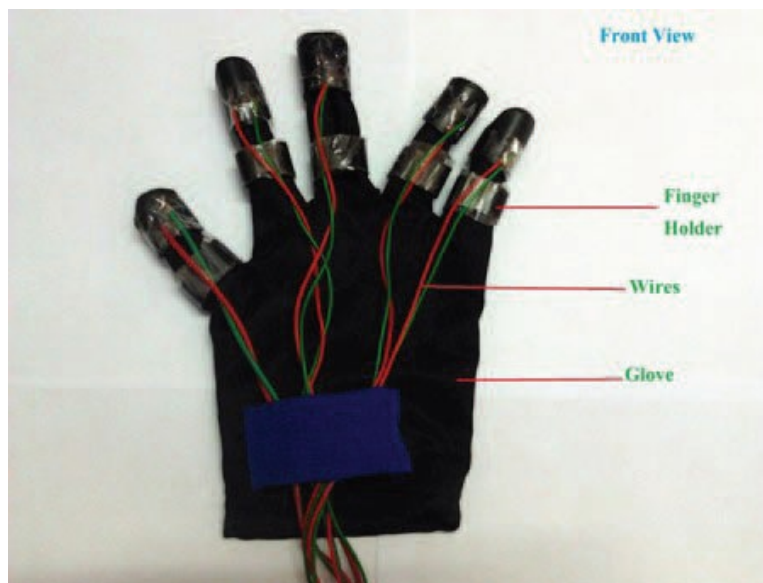
Datová rukavice je vybavena senzory a působí jako vstupní zařízení. Takže pacient ji může používat pro cvičení hraním interaktivní počítačové hry. Kromě toho údaje z rukavice se použijí pro sledování různých pohybových údajů, které mohou být analyzovány pomocí nástroje pro analýzu dat Cloud a pak mohou být použity ke stanovení účinnosti terapie po určité době.

Datová rukavice je složena ze dvou sekcí, rukavice a senzorů. V tomto případě jsou pro detekci pohybu použity LDR senzory<sup>7</sup>. Ty vyhodnocují pohyb v osách X a Y na základě změny napětí podle toho, zda je rukavice v nasvícené nebo v tmavé oblasti. Datová rukavice i se senzory je ukázána na Obr. 15.

<sup>6</sup> Z angl. Pomocná ruka

<sup>7</sup> Z angl. Light Dependent Resistors





**Obr. 15 Fotka datové rukavice [25]**

Datová rukavice je propojena se systémovou jednotkou, která se skládá z elektronické logiky a obvodu mikroprocesoru. Systémová jednotka je napájena pomocí šesti voltového napájecího zdroje. Systém využívá HID<sup>8</sup> rozhraní, a proto nepotřebuje žádný řadič. Počítačová aplikace byla primárně navržena pro interakci mezi pacienty a Helping hand systémem. Byla použita demo verze dvourozměrné závodní hry, která je ovládána datovou rukavicí. Pro vizualizaci získaných dat se data posílala na Cloud, kde mohla být vyhodnocena efektivita terapie.



**Obr. 16 Ukázka ze závodní hry [25]**

Byl vyvinut systém Helping hand, pro pomoc s terapií pacientům s monoplegií. Tento systém byl založen na rukavici se senzory LDR, data z ní vedly do systémové jednotky a pro celý systém byla navržena počítačová aplikace závodní hry, při které měli pacienti nenásilně provádět pohyby pro zlepšení koordinace a zrychlení rehabilitace. Tento systém je relativně jednoduchý, ovšem přenos dat ze sensorů by se dal nahradit bezdrátovým, například pomocí Bluetooth. Také by se daly nahradit LDR senzory, které se musí osvětlovat, například akcelerometry, celý systém by to mohlo zefektivnit a zrychlit.

<sup>8</sup> Z angl. Human Interface Device

**Název:** Distributed movement recognition algorithm based on wrist-mounted wireless sensor motes

**Autoři:** SARCEVIC, Peter, Zoltan KINCSES, Szilveszter PLETL a Laszlo SCHAFFER

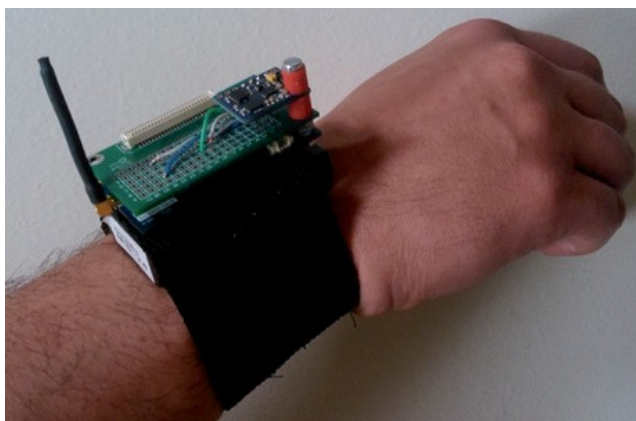
**Publikováno:** Proceedings of EuropeanWireless (2015)

---

Cílem představeného projektu bylo detekovat pohyby rukou při různých pohybech těla pomocí bezdrátových senzorů umístěných na obou zápěstích [26]. Vytvořený nositelný systém použil malé, lehké desky se senzory napojené na Bezdrátovou senzorovou síť (WSN), která umožňuje snadnou implementaci algoritmů pro klasifikaci. Možnou aplikací tohoto navrženého systému je sledování pohybu pacientů v nemocnici nebo doma.

Představený bezdrátový systém IRIS obsahuje senzorové desky s devíti stupni volnosti (9DOF). Tyto senzorové desky se skládají z tříosého akcelerometru, magnetometru a gyroskopu. IRIS obsahuje mikroprocesor ATmel Atmega 1281L. Dále kompatibilní rádiový vysílač-přijímač, SPI flash paměť a 51pinové rozšiřovací rozhraní.

Pro konfiguraci senzorů a čtení naměřených dat byl realizován senzorový ovladač na bázi TinyOS. Ovladač komunikuje se senzory přes komunikační rozhraní I<sup>2</sup>C. Pro sběr dat byla vyvinuta aplikace na bázi TinyOS, která cyklicky čte naměřené hodnoty s frekvencí 125 Hz (8 ms) a posílá je přes rádiovou komunikaci do BaseStation a ta předává data do PC přes sériovou komunikaci. Naměřené údaje se ukládají do PC.



**Obr. 17** Bezdrátový senzor umístěný na ruce [26]

Data byla získávána pomocí dvou IRIS senzorů, jedno na každém zápěstí. Bylo definováno 11 různých pohybů, které byly detekovány. Každý pohyb byl detekován 20 vteřin u devíti různých lidí. Nakonec byl tento počet redukován na 7 pohybů, podle role ruky v daném pohybu.

Představený systém IRIS využívá kombinaci tříosých akcelerometrů, magnetometrů a gyroskopů. Měření probíhalo na obou rukou a přenos byl zajištěn rádiovou komunikací do BaseStation a poté sériově do PC. Pro bezdrátovou komunikaci by určitě bylo vhodnější použít některou verzi Bluetooth nebo WiFi a měření by také mohlo probíhat jen na jedné ruce, což by zajistilo i jednodušší zpracování.

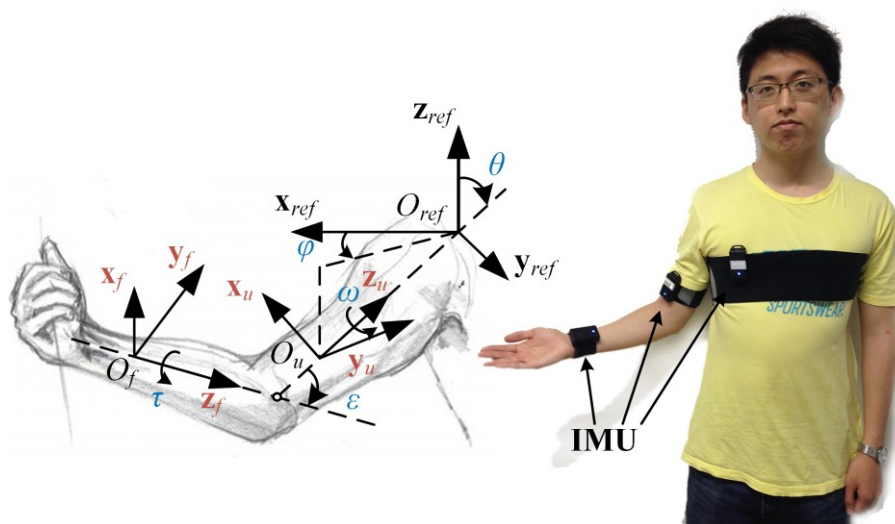
**Název:** Natural Gesture Modeling and Recognition Approach Based on Joint Movements and Arm Orientations

**Autoři:** WU, Yuanhao, Ken CHEN a Chenglong FU

**Publikováno:** IEEE Sensors Journal (2016)

V tomto článku byla představena nová metoda modelování a rozpoznávání přirozených gest v 3D prostoru [27]. Inspirováno prostorovým kloubním modelováním, které se často používá v robotice, byla gesta rozložena na informace o kloubních pohybech, úhlech a orientaci paže. Jsou počítány kloubní úhly a detekovány kloubní pohyby s orientačními údaji naměřenými pomocí inerciálních měřicích jednotek (IMU).

Jak je znázorněno na Obr. 18, snímací systém zahrnuje tři IMU<sup>9</sup> (Bluetooth 3-Space Sensor, YEI). Každý snímač je složen z 3-osého akcelerometru 3-osého gyroskopu a 3-osého magnetometru. Současně je zde umístěn mikroprocesor, který může sloučit veškeré základní data s Kalmanovým filtrem k určení absolutní orientace senzoru. Senzory budou přenášet získané data v podobě čtveřice do počítače přes Bluetooth, s vzorkovací frekvencí 25Hz. Softwarový systém je založen na QT 5.5 a rozhraní API YEI 3-Space Sensor.



**Obr. 18** Definice souřadnicových systémů a konfigurace IMU [27]

V této práci bylo podstatné modelovat jak statické tak i dynamické gesta. Detekovaly se čtyři různé druhy pohybů a to žádný pohyb (NM), dopředný pohyb (FM), zpětný pohyb (BM) a opakující se pohyb (RM). Tyto pohyby se poté dají kombinovat a tím tvořit další druhy pohybů. Celkem bylo namodelováno 12 gest, z toho 3 statické, zbytek dynamických.

Prezentovaná metoda byla založena na rozpoznávání gest ve 3D prostoru a na systému s jednotkami IMU, které využívají snímání jak akcelerometrem, gyroskopem tak i magnetometrem. Data jsou zpracovávány mikroprocesorem a poté přenášeny do PC pomocí Bluetooth. Metoda je velmi komplexní, jelikož snímá statické i dynamické gesta a umí je rozpoznávat. Tento systém hodnotím jako velmi kvalitní a dobře využitelný pro různé aplikace včetně rehabilitací.

<sup>9</sup> Z angl. Inertial Measurement Unit



## 4.2 Závěr a shrnutí rešerše

Rešerše ukázala, že již existuje mnoho různých systémů zabývajících se pohyby rukou či těla. Jsou nejčastěji zaměřeny na to, že snímají pohyb celého těla nebo 3D pohyb ruky. Často měly tyto systémy nadefinováno několik pohybů, které detekovaly. Ať už u celého těla pohyby typu stát, sednout, rotace těla apod. nebo u ruky různé druhy mávnutí, gest apod. Pro účely diplomové práce bylo nejdůležitější snímání pohybu ruky.

Uvedené systémy sloužily často i jako podpora rehabilitace po různých úrazech, mrtvici, při monoplegii nebo pro detekci záchvatů. Některé z nich umožňovaly kontrolu kvality a progresu prováděných rehabilitací lékařským personálem nebo lékařem. Jeden systém měl pro usnadnění rehabilitací navrženou závodní hru, při které pacient na rehabilitace ani nemyslel.

Pro snímání pohybu byly nejčastěji použity senzory, které kombinují akcelerometr s gyroskopem a magnetometrem v jednom senzoru. Někdy byl použit pouze akcelerometr, případně někdy i EMG senzory, LDR senzory nebo senzory založené na změně odporu. Jeden systém používal i Wiimote ovladač. Pro přenos získaných dat ze senzorů byly použity různé způsoby, nejčastěji šlo o protokol IEEE 802.15.4. Některé systémy použily Bluetooth, Zigbee, Ethernet nebo byl přenos pomocí kabelu.

Většina těchto systémů fungovala velmi spolehlivě, detekovala pohyby těla nebo rukou a naměřená data posílala k dalšímu zpracování. Upevnění na těle bylo řešeno pomocí různých pásů, rukavic, ortéz, exoskeletonů apod. a některá zařízení byla docela velká. V této kombinaci by byly pro delší rehabilitace nepohodlné a těžké. Většina systémů byla řešena v 3D prostoru se složitějším následným zpracováním. Pro účely této práce bude stačit snímání rotací ruky a přenos dat do PC s jejich následným zobrazením a zpracováním biofeedbacku. Na základě rešerše byl zvolen modul, který obsahuje akcelerometr a gyroskop, který by měl být pro snímání rotací zápěstí nejvhodnější.

## 5 Tvorba měřicího řetězce

V této kapitole bude popsán postup při tvorbě měřicího zařízení. Nejprve budou rozebrány vybrané části měřicího řetězce a následně proběhne popis propojení a testování jeho funkčnosti. Na konci této kapitoly proběhne krátký popis zpracování přijímaných dat a testování přesnosti senzoru.

### 5.1 MPU 6050

IMU senzory se obvykle skládají ze dvou nebo více částí. Dle priority jsou to akcelerometr, gyroskop, magnetometr a výškoměr. MPU 6050 je 6DOF<sup>10</sup> neboli šestiosý IMU senzor, což znamená, že jako výstup dává šest hodnot. Tři hodnoty z akcelerometru a tři z gyroskopu. MPU 6050 je snímač na bázi MEMS<sup>11</sup> technologie. Akcelerometr i gyroskop jsou vloženy do jednoho čipu. Tento čip používá pro komunikaci protokol I<sup>2</sup>C<sup>12</sup>. [16]

Jeho výběr byl podložen rešerší, ze které bylo zjištěno, že pro účely této práce bude dostačující použití akcelerometru a gyroskopu. Rovněž je tento senzor vybaven DMP<sup>13</sup> což je zkratka pro digitální pohybový procesor. Je to vestavěný pohybový procesor, který zpracovává a kombinuje hodnoty z akcelerometru a gyroskopu.

#### 5.1.1 Akcelerometry a gyroskopy

Akcelerometr měří zrychlení a nejčastěji pracuje na principu piezoelektrického efektu. Dá se představit kvádrové pole, které má uvnitř malé kuličky. Stěny tohoto boxu jsou vyrobeny z piezoelektrických krystalů. Vždy, když se pole nakloní, kulička se díky gravitaci pohybuje ve směru sklonu. Stěna, se kterou se kulička srazí, vytvoří malý elektrický proud. V kvádru jsou tři páry protilehlých stěn. Každá dvojice odpovídá ose v 3D prostoru: X, Y a Z. V závislosti na vyrobeném proudu z piezoelektrických stěn, se dá určit směr sklonu a velikost zrychlení.

Gyroskopy pracují na principu Coriolisova zrychlení. Dá se představit, že je to vidlicovitá struktura, která je v neustálém pohybu tam a zpět. Na svém místě je držena pomocí piezoelektrických krystalů. Kdykoli se toto uspořádání nakloní, na krystaly působí síla ve směru sklonu. To je způsobeno setrvačností pohyblivé vidlice. Krystaly produkují proud ve shodě s piezoelektrickým efektem, a tento proud je zesilován. Tyto hodnoty jsou pak tříděny a čteny hostitelským mikrokontrolérem jako úhlová rychlost. [12]

Když se oba tyto senzory zkombinují, lze z nich získat velmi užitečná informace o orientaci a náklonu například ruky, na které jsou umístěny. Toho se dá velmi dobře využít při měření rozsahu pohybů, rehabilitaci a tyto informace je také možno měřené osobě vracet ve formě biofeedbacku.

---

<sup>10</sup> Z angl. Degrees of freedom

<sup>11</sup> Z angl. Microelectromechanical systems

<sup>12</sup> Z angl. Inter Integrated Circuit

<sup>13</sup> Z angl. Digital Motion Processor

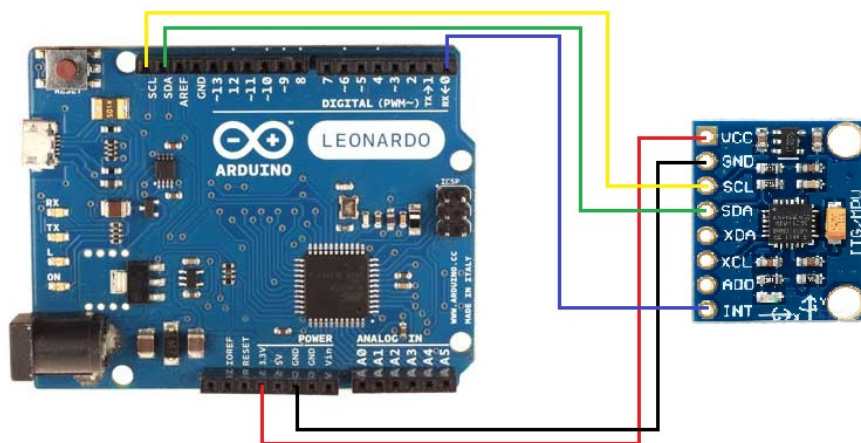
## 5.2 Arduino Leonardo

Arduino Leonardo je mikrokontrolerová deska založená na ATmega32u4. Má 20 digitálních vstupních/výstupních pinů (z toho 7 může být použito jako výstupy PWM a 12 jako analogové vstupy), 16 MHz krystalový oscilátor, micro USB připojení, napájecí jack, ICSP konektor a tlačítko reset. [17]

Toto Arduino bylo vybráno, protože má na rozdíl od jiných menších Arduin výstupní napájecí napětí 3,3 V, které bude potřeba pro propojení se senzorem. Na rozdíl od Arduina UNO nebo Mega 2560 využívá připojení micro USB. Leonardo se dále liší od jiných desek v tom, že ATmega32u4 má vestavěnou USB komunikaci, což eliminuje potřebu pro sekundární procesor. To umožňuje, aby se Leonardo na připojeném počítači chovalo jako myš nebo klávesnice. Bylo vybráno tedy i na základě použitého mikročipu na desce.

## 5.3 Měřicí řetězec

Jako finální měřicí řetězec bylo propojeno Arduino Leonardo a vybraný modul MPU 6050, způsob propojení je vidět na Obr. 19.



Obr. 19 Propojení měřicího řetězce

Modul MPU 6050 musel být připojen k napájení 3,3 V, protože jeho napájecí rozsah je dle datasheetu 2,375 V až 3,46 V. Dále byla GND<sup>14</sup> z Arduina připojena na GND modulu. Také zde bude využíváno přerušení, pin INT na modulu bylo nutno propojit s pinem přerušení 0 na Arduinu, tento pin je normálně na Arduinu Leonardo umístěn na digitálním pinu 3, ale tento pin je rovněž pin pro SCL, takže pin pro přerušení 0 byl v knihovně změněn na digitální pin 0. Nakonec bylo potřeba nastavit linky I<sup>2</sup>C. K tomu bylo nutné připojit pin označený jako SDA<sup>15</sup> na MPU 6050 do Arduino komunikačního pinu SDA. A poté připojit pin označený jako SCL<sup>16</sup> na MPU 6050 k Arduino komunikačnímu pinu SCL. Tyto piny jsou na Arduinu Leonardo na pinech SCL a SDA a zároveň i na digitálních pinech 2 a 3. K PC bude Arduino připojeno pomocí micro USB kabelu.

<sup>14</sup> Z angl. Ground

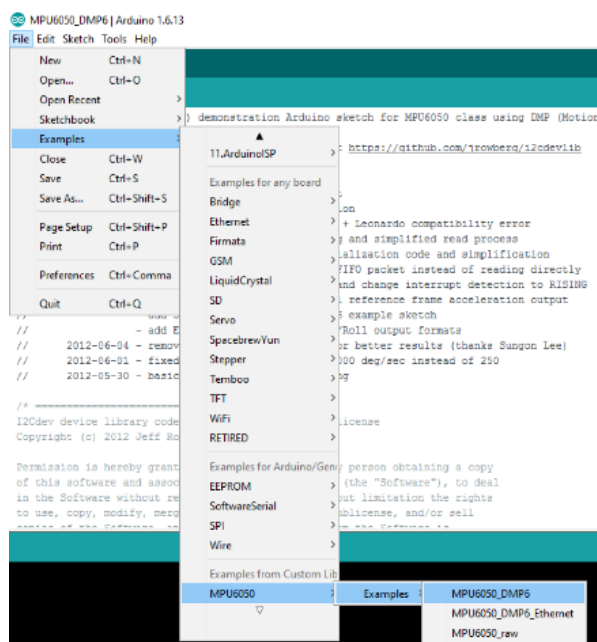
<sup>15</sup> Z angl. Serial data

<sup>16</sup> Z angl. Serial clock

### 5.3.1 Nahrání programu a otestování modulu MPU 6050

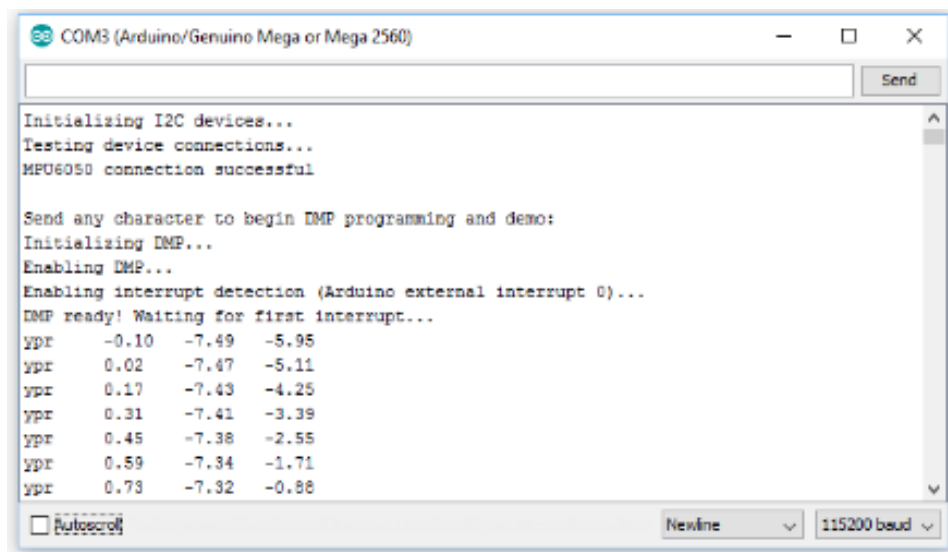
Pro otestování modulu MPU 6050, bylo nejprve nutné stáhnout knihovnu Arduino s názvem MPU 6050, která byla vypracována Jeffem Rowbergem a je volně ke stažení [18]. Tato knihovna se musela rozbalit a poté vložit do složky knihovny, tam kde je nainstalované Arduino. Stejný postup byl proveden i pro druhou staženou knihovnu s názvem I2Cdev.

Po stažení obou knihoven se po otevření hlavního programu pro programování Arduino, který se jmenuje Arduino IDE, byl otevřen požadovaný program MPU6050\_DMP6 (viz Obr. 20). K programu je možné se dostat v nabídce File > Examples > MPU6050 > Examples > MPU6050\_DMP6. Tento kód byl poté nahrán do Arduino.



Obr. 20 Cesta k nahranému programu MPU6050\_DMP6

Po nahrání kódu bylo nutné otevřít Serial monitor a nastavit stejnou přenosovou rychlost jako v kódu, tedy 115200 Bd. Po všech těchto krocích bylo na Serial monitoru vidět „Initializing I2C devices...“, několik dalších kroků a následně se zde zobrazilo „Send any character to begin DMP programming and demo:“. Zde bylo nutné vložit nějaký znak a odeslat ho. Poté již začaly na Serial monitor chodit hodnoty z modulu MPU 6050. Bylo nutné počkat asi 15 sekund, než došlo ke stabilizaci hodnot z MPU 6050. [12]



Obr. 21 Průběh nahrávání programu

Tento měřicí řetězec sloužil pouze k otestování komunikace mezi Arduinem Leonardem a modulem MPU 6050. Také byla tímto zkontrolována funkčnost modulu a přenos naměřených hodnot do PC.

## 5.4 Zpracování přijímaných dat

Vybraný modul MPU 6050 obsahuje integrovaný obvod zastupující dvě zařízení, a to akcelerometr a gyroskop. Gyroskop, jak již bylo popsáno, zachovává polohu své rotace a lze pomocí něj zjistit, jaká je poloha celého modulu vůči ploše Země. Pomocí akcelerometru je měřeno zrychlení a dává informaci o vibracích nebo náklonu modulu. V případě jejich kombinace jsou údaje o náklonu senzoru přesnější a věrnější než jejich samostatné použití.

Z obou zařízení lze jednoduchým kódem získat základní data<sup>17</sup>, tedy šest hodnot, tři z akcelerometru a tři z gyroskopu. Tato data nejsou vypovídající a je nutné je pro další využití upravit. Úprava těchto hodnot pro získání úhlu z akcelerometru pro osu X je možná pomocí následujícího vzorce.

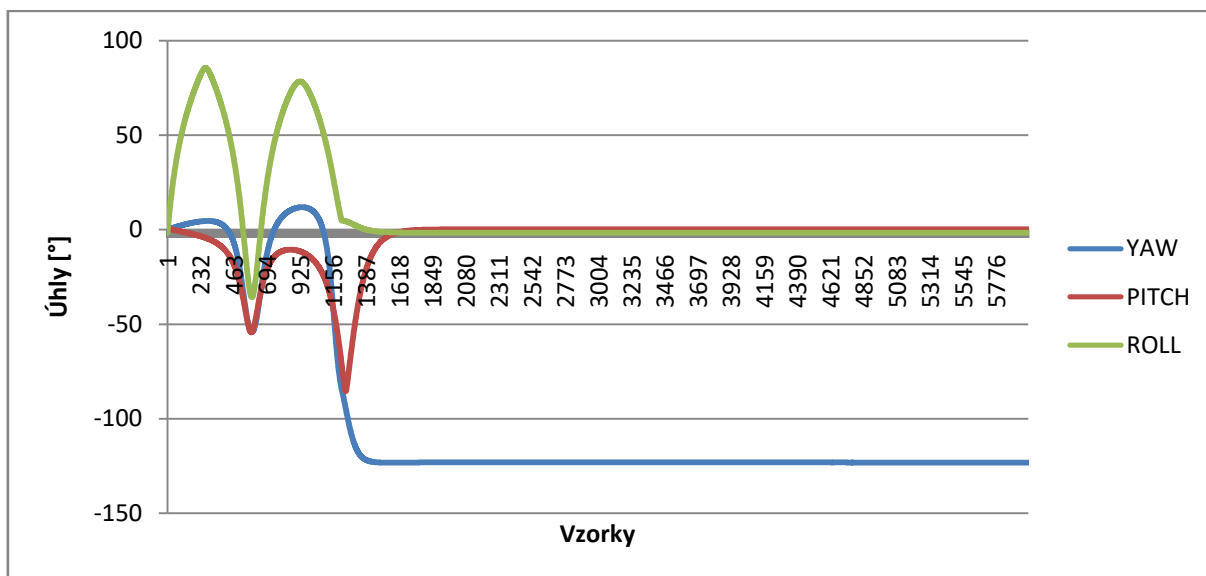
$$X = \text{atan}\left(\frac{ax^2}{\sqrt{ay^2 + az^2}}\right) \quad (5.1)$$

Pomocí tohoto vzorce je získána hodnota v radiánech, pro získání hodnoty ve stupních je potřeba ji ještě vydělit podílem Ludolfova čísla a čísla 180 (3,14/180).

Senzor MPU 6050 obsahuje již zmíněný DMP, který zjednodušuje práci s daty, jelikož upravuje základní data z akcelerometru a gyroskopu. Také informace z obou zařízení kombinuje a vrací přímo použitelné údaje o náklonech senzoru, přesněji rotace kolem jednotlivých os. Pro výpočet těchto hodnot využívá kvaterniony. DMP dělá rychlé výpočty přímo na senzoru a tím snižuje zátěž mikrokontroleru, v tomto případě Arduina. [13]

<sup>17</sup> Z angl. Raw data

Takto získaná data z DMP jsou poté zaznamenávána čtením z FIFO paměti, která vrací zkombinované hodnoty z gyroskopu a akcelerometru. Dále se data přepočítávají na hodnoty rotací kolem jednotlivých os. Tyto rotace se anglicky nazývají Yaw (rotace kolem osy Z), Pitch (rotace kolem osy Y) a Roll (rotace kolem osy X) s parametry kvaternionu a gravitace. Takto získané a zpracované data je možné vypisovat na Serial monitoru, ale musí se nechat ustálit, což trvá asi 15 až 20 sekund, viz Graf 1. Použitá vzorkovací frekvence je 100 Hz.



Graf 1 Zobrazení naměřených hodnot

#### 5.4.1 Kvaterniony

Kvaterniony vymyslel v roce 1843 Sir William Rowan Hamilton. Jsou označovány jako nekomutativní rozšíření komplexních čísel. Jedná se o čtveřici čísel, kde jedno číslo je reálné a ostatní imaginární. Určil také vztahy, které platí při práci s kvaterniony.

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1, \quad (5.2)$$

kde  $i$ ,  $j$ ,  $k$  jsou imaginární čísla. Pomocí těchto imaginárních jednotek Hamilton sestavil rovnici

$$\xi = x_0 + ix_1 + jx_2 + kx_3, \quad (5.3)$$

kde  $x_0$ ,  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  mohou být buď reálná, nebo komplexní čísla a toto nové číslo bylo nazváno kvaternion. Rovněž byla stanovena za předpokladu asociativity násobení tato pravidla

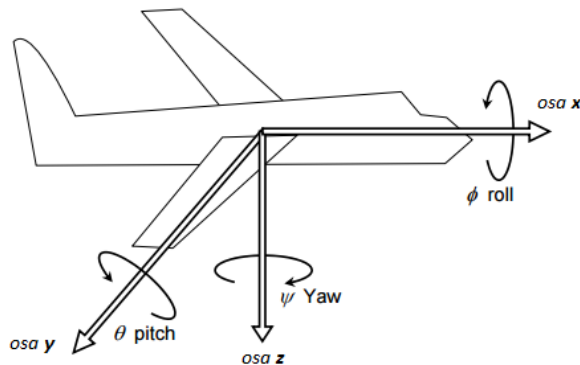
$$ij = -ji = k; jk = -kj = i; ki = -ik = j \quad (5.4)$$

Tato čísla později našla uplatnění jak ve fyzice v kvantové i klasické mechanice, tak i v matematice v prostorové geometrii. [14]

#### 5.4.2 Eulerovy úhly

Eulerovy úhly jsou specifické rotace (nebo orientace), které jsou získány použitím tří po sobě jdoucích hlavních rotací. Existuje dvanáct odlišných způsobů, jak vybrat sled tří hlavních os a aplikovat hlavní rotace. Každý takový výběr se nazývá konvence Eulerových úhlů. Mezi autory existuje malá dohoda v názvech nebo záznamech těchto konvencí.

Konvence x-y-z se nazývá Tait Bryanovy úhly. Tři úhly specifikují rotaci jako hlavní rotaci kolem fixované hlavní osy. První rotace je o úhel  $\phi$  okolo osy x. Druhá je o úhel  $\theta$  kolem osy y. Třetí je o úhel  $\psi$  kolem osy z. Někdy se tyto úhly nazývají také yaw ( $\psi$ ), pitch ( $\theta$ ) a roll ( $\phi$ ). Jejich orientace je vidět na Obr. 22. [15]



Obr. 22 Tilt Bryanovy úhly [15]

## 5.5 Přesnost senzoru

I přes to, že toto zařízení bude sloužit pouze pro orientační měření úhlů při rehabilitačním cvičení, byla ověřována přesnost senzoru. Tato přesnost byla ověřována pomocí úhloměru a současného měření a zobrazení hodnot na PC. Z naměřených dat byla vypočítána přesnost senzoru, která byla stanovena na  $\pm 2\%$ .

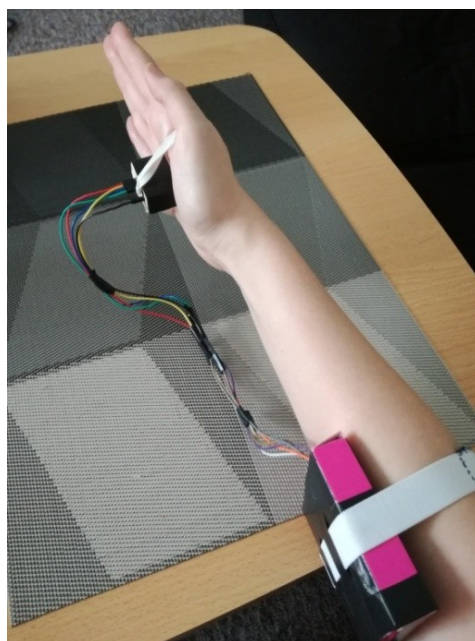
Tato hodnota bude pro měření zcela dostačující. Při měření nebudou vykonávány příliš dynamické pohyby, a proto nebudou hodnoty z akcelerometru příliš zatěžovány kromě gravitačního dalšími složkami zrychlení. Při měření budou však data z akcelerometru kombinována s daty z gyroskopu, takže ani rychlejší pohyby nebudou senzoru dělat problémy.

## 6 Rehabilitace zápěstí a předloktí

Tato kapitola se bude týkat samotné realizace prototypů pro rehabilitaci zápěstí a předloktí. Bude zde popsána jejich realizace a vývoj, ale rovněž jejich využití v rehabilitaci.

### 6.1 První prototyp

První prototyp rehabilitačního zařízení byl složen ze senzoru MPU 6050, který byl umístěn na dlani ruky a z Arduina Leonarda, které bylo upevněno na předloktí, viz Obr. 23.

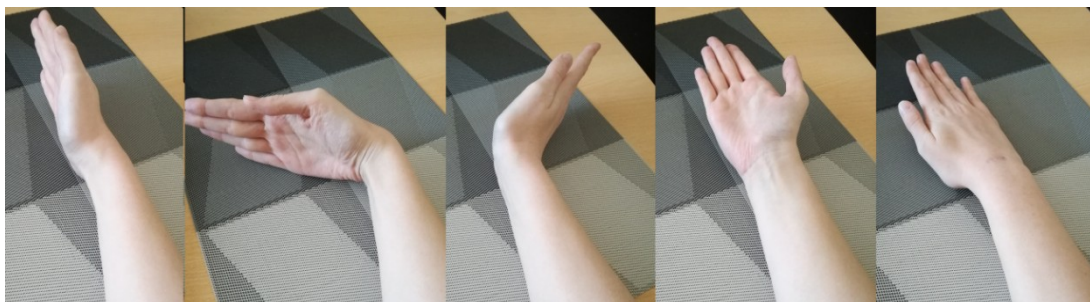


Obr. 23 První prototyp

Tento prototyp byl vymyšlen jako cvičební pomůcka pro čtyři základní pohyby rukou a předloktím po konzultaci s odbornou asistentkou Mgr. Janou Vyskotovou, Ph.D. Půjde o palmární a dorzální flexi, supinaci a pronaci. Senzor umístěný na dlani ruky umožňuje měření rozsahu pohybu zápěstím a předloktím u zmíněných čtyř pohybů. Tyto pohyby jsou vidět na Obr. 24.

Tyto základní pohyby rukou a předloktím jsou důležité jak u jemné motoriky, tak i u větších pohybů zápěstím. Jejich procvičování se věnují i ergoterapeuti, kteří se snaží navrátit člověka do normálního života co nejdříve po úraze nebo onemocnění, které mělo vliv na pohyby rukou. Může jít například o mozkovou mrtvici nebo různé druhy zlomenin. Snaží se jim rehabilitací navrátit schopnost samoobsluhy, možnost vrátit se do práce apod.





**Obr. 24 Základní pozice, palmární flexe, dorzální flexe, supinace, pronace**

Po nahrání programu do Arduina popsaneého v kapitole 7.1 je možné měřit rozsahy pohybu u všech čtyř pohybů. Rovněž je možné pomocí těchto pohybů ovládat pohyb kurzoru myši. Při palmární flexi se kurzor pohybuje doleva, při dorzální flexi doprava, při provedení supinace se kurzor pohybuje nahoru a při pronaci dolů.

## **6.2 Druhý prototyp**

U dalšího prototypu bylo vylepšeno upevnění na ruku i dlaň a senzor i Arduino umístěno do pevných plastových krabiček. Byla vytvořena polorukavice pro upevnění senzoru na dlaň a pás pro upevnění Arduina na předloktí. Obě tyto pružné části se upínají pomocí suchého zipu. Nové upevnění prototypu je vidět zepředu i zezadu na Obr. 25.



**Obr. 25 Druhý prototyp**

## 7 Programová část

Tato kapitola bude obsahovat popis použitých programů v této práci. Nejprve bude popsán program, který byl nahráván do Arduina. Následně bude popsána cvičební hra vytvořená v Matlabu. Pro oba programy budou vytvořeny vývojové diagramy.

### 7.1 Program pro Arduino IDE

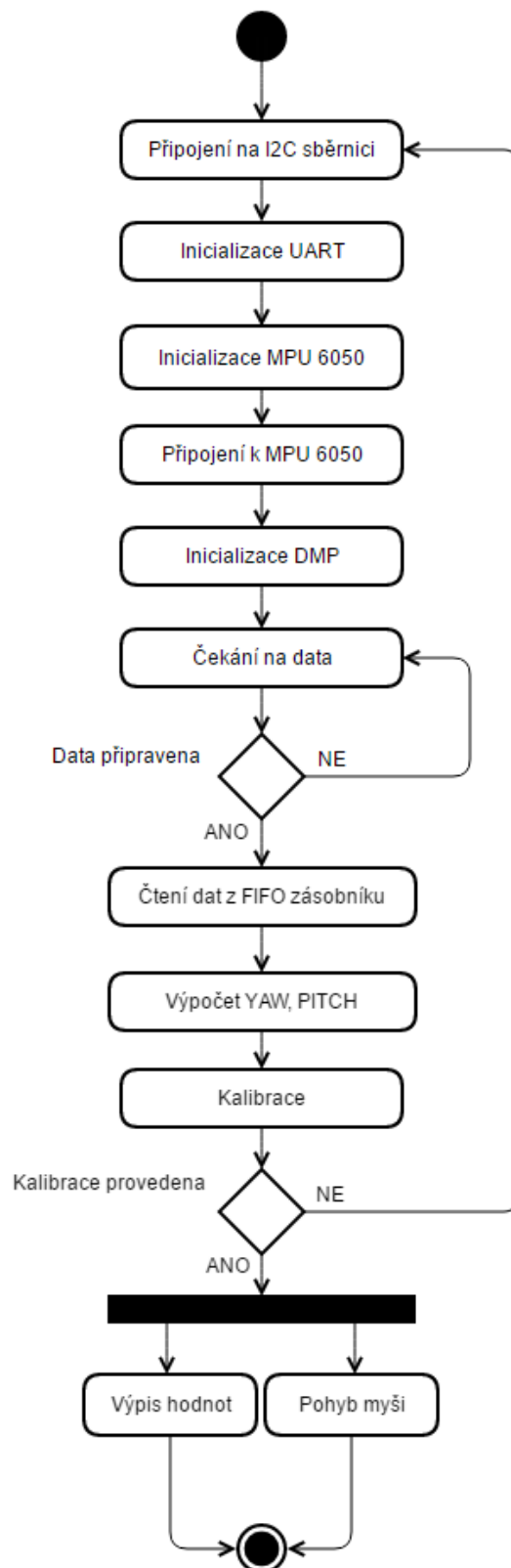
Po vytvoření měřicího řetězce bylo nutné do Arduina nahrát program, pomocí kterého budou získávána požadovaná data. Tento program je inspirován programem popsaném v kapitole 0 od Jeffa Rowberga [18], ale je upraven. Program využívá komunikaci I2C a rovněž přerušení pro získání dat z DMP z modulu MPU 6050. Tato data jsou čtena z FIFO paměti. Hlavní změnou je připojení knihovny Mouse, což umožňuje právě Arduino Leonardo. Pomocí této knihovny je možné ovládat pohyb kurzoru myši.

Program se skládá z několika částí. V prvním kroku jsou zapsány používané knihovny a poté jsou deklarovány a definovány proměnné, které budou v programu používány. Dále následuje inicializační nastavení, kde je zajištěno připojení na I2C sběrnici, inicializace a připojení k MPU 6050 a inicializace a ověření funkčnosti DMP.

Následuje hlavní smyčka programu, ve které program čeká na data a kontroluje, zda DMP vyvolalo přerušení. Pokud jsou splněny všechny podmínky, jsou čtena data z FIFO zásobníku a dochází k vypočítání potřebných hodnot. Také je zde přepočítána hodnota yaw, pitch z radiánů na stupně.

Hodnota yaw se po ustálení úhlů, ustálí pokaždé na jiné hodnotě, proto je nutné provádět kalibraci na nulovou hodnotu. To je provedeno pomocí kalibrační funkce, která si po ustálení hodnot uloží posledních sto hodnot a ty zprůměruje a uloží do proměnné yawQffset. Hodnota uložená do proměnné yawOffset je poté odečtena od ustálené hodnoty yaw a tím je získána nulová hodnota. Samotná kalibrace je provedena po 20 sekundách, kdy už jsou hodnoty obvykle ustáleny. Pokud se kalibrace nezdaří je nutné program resetovat a zapnout znovu.

Posledním krokem je využití funkce Mouse.move, pomocí které se naměřené hodnoty úhlů yaw a pitch změni na pohyb kurzoru myši. To je umožněno částí kódu, kde je proměnná angleToDistance pro yaw a angleToDistance2 pro pitch, a ty přesně daný úhel změni na pohyb kurzoru myši určitou rychlostí. Pomocí yaw se kurzor pohybuje doleva a doprava a pomocí pitch nahoru a dolů. Tímto jsou pokryty všechny pohyby. Myš se začne pohybovat po 22 sekundách po spuštění programu, tedy až po ustálení hodnot a po kalibraci yaw. Rovněž jsou hodnoty naměřených úhlů yaw a pitch vypisovány na Serial monitor pro kontrolu.

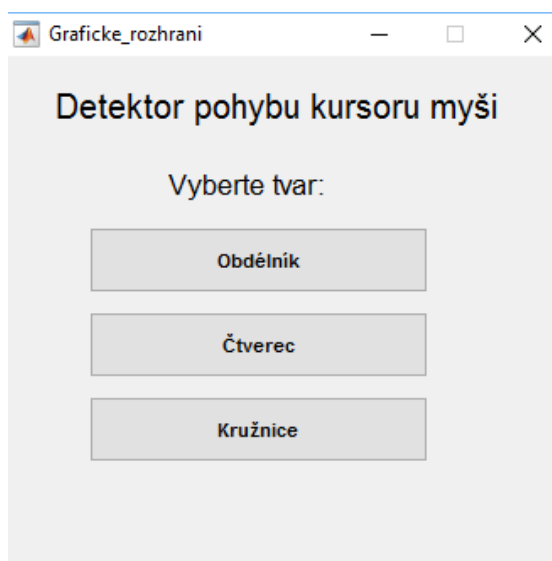


Obr. 26 Vývojový diagram pro Arduino IDE

## 7.2 Cvičební hra

V prostředí Matlab bylo vytvořeno uživatelské rozhraní pro jednoduchou procvičovací hru, která slouží k zlepšení rozsahu pohybů a koordinace zápěstí a předloktí. V této hře jsou tři základní tvary a to čtverec, obdélník a kruh. Tyto tvary byly zvoleny pro jejich jednoduchost, ale také proto, že se jedná o nejzákladnější geometrické tvary. Úkolem osoby plnící úkol je udržet se kurzorem myši v mezích daného tvaru, tedy udělat co nejméně chyb a za co nejkratší dobu dvakrát obkroužit po směru hodinových ručiček daný tvar. Pohyb myši je zajištěn popsáním čtyřmi pohyby rukou a předloktím v předchozí kapitole.

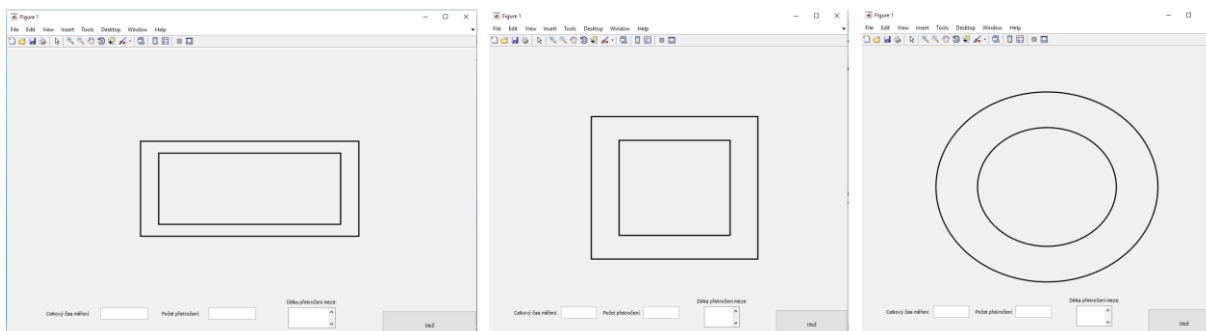
Pro tuto hru bylo vytvořeno jednoduché uživatelské rozhraní, kde uživatel vybere jeden ze tří možných tvarů, viz Obr. 27.



Obr. 27 Grafické rozhraní

Po výběru tvaru se otevře nové okno, ve kterém probíhá samotné testování, tvary jsou vidět na Obr. 28. Kursor myši se automaticky umístí do počáteční pozice a stisknutím levého tlačítka myši se spustí měření. Při jakémkoli pohybu kursoru myši po spuštění měření se začne vykreslovat křivka tohoto pohybu. Když bude kursor uvnitř tvaru, bude křivka modrá, jakmile přesáhne hranici tvaru, zčervená. Stisknutím pravého tlačítka myši se měření ukončí.

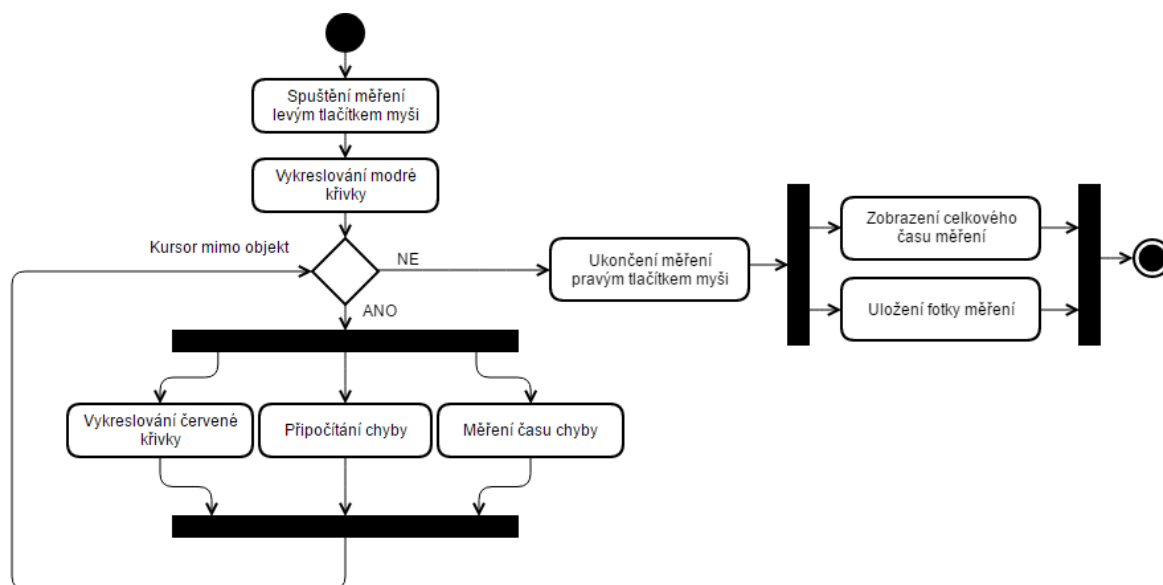
Měření probíhá se senzorem umístěným na dlani ruky a po spuštění měření se pomocí palmární a dorzální flexe pohybuje kursor doleva a doprava a pomocí supinace a pronace nahoru a dolů. Pomocí barvy křivky je testované osobě dáný jasný vizuální biofeedback. Modrá barva uvnitř tvaru ukazuje, že je vše v pořádku. Při překročení hrany se křivka změní na výraznou červenou barvu, která měřenou osobu nutí se co nejdříve vrátit zpátky. Pomocí tohoto biofeedbacku jsou urychlovány reakce testované osoby.



**Obr. 28 Jednotlivé tvary pro testování**

Rovněž se po započetí testování spustí měření celkového času, měření počtu chyb a času jednotlivých chyb. Jakmile testovaná osoba přesáhne kurzorem myši hranu objektu, je započítána první chyba a je měřen čas do navrácení mezi hranice objektu, překročení hrany indikuje rovněž červená křivky. Po ukončení testování se vypíše celkový čas měření a je možné si obrazec po testování uložit pro další zpracování a analýzu.

Dle celkového času měření se bude vyhodnocovat, jaký vliv má věk na čas plnění úkolu. Stejně bude probíhat vyhodnocení počtu chyb a jejich času na věku testovaných osob. Z těchto údajů půjde posoudit rychlost reakcí a přesnost testovaných osob při plnění těchto úkolů. Při plnění všech úkolů budou zároveň zobrazovány úhly rozsahů jednotlivých pohybů.



**Obr. 29 Vývojový digram pro jednotlivé tvary**

## 8 Testování

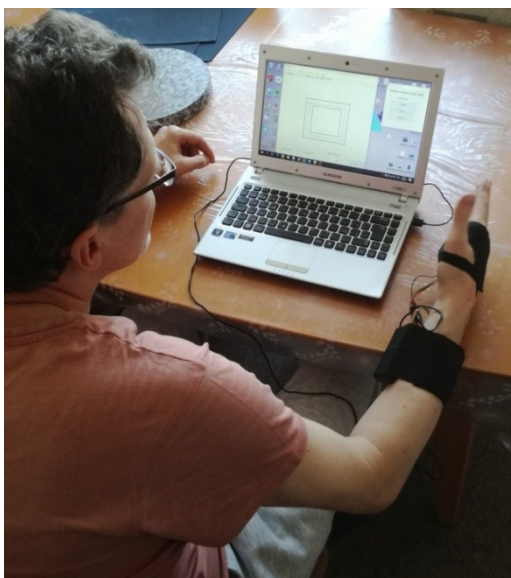
Kapitola se bude věnovat různým druhům testování vyvinutého prototypu. Nejprve bude popsáno pilotní testování a také následné statistické zpracování naměřených dat. Dále bude popsáno dlouhodobé testování také se statistickým vyhodnocením a zhodnocením naměřených dat.

### 8.1 Pilotní testování

V rámci celkového testování bylo nejprve zvoleno testování na větším množství lidí, pro ověření funkčnosti zařízení. V pilotním testu bylo celkem otestováno 15 lidí ve třech věkových kategoriích. Věkové kategorie byly zvoleny 15-35, 36-55 a 56-75 let, z každé bylo testováno pět lidí.

Cílem pro každou testovanou osobu bylo pochopit a splnit co nejlépe zadané úkoly. U každé osoby byl nejprve změřen rozsah pohybů nutných k plnění úkolů. Tedy rozsah palmární a dorzální flexe a supinace a pronace u pravé ruky. Tato ruka byla vybrána jako primární pro testování, jelikož osob s dominancí pravé ruky je v populaci převaha. Dalším krokem bylo vysvětlení, v jakém směru který pohyb ovlivňuje pohyb kurzoru myši. Dále měla testovaná osoba možnost vyzkoušet si obkroužit čtverec pro hlubší pochopení pohybů.

Poslední ale hlavní částí testování bylo splnění úkolu. Úkolem bylo dvakrát obkroužit každý tvar, tedy čtverec, obdélník a kruh. Pro úspěšné splnění bylo nutné použít všechny zmíněné čtyři pohyby. Pro zastavení pohybu kurzoru či pro změnu směru bylo nutné rychle reagovat. Cílem úkolu bylo splnit úkoly za co nejkratší čas a s co nejméně chybami. Podle těchto získaných údajů bude následně posouzen vliv věku na rychlost a kvalitu plnění úkolu. Rovněž byly při měření zobrazovány úhly rozsahu pohybů. Pomocí rozsahů pohybů u dané osoby bylo určeno, od kterého úhlu se bude kurzor myši pohybovat. Ukázka osoby při testování je vidět na Obr. 30.

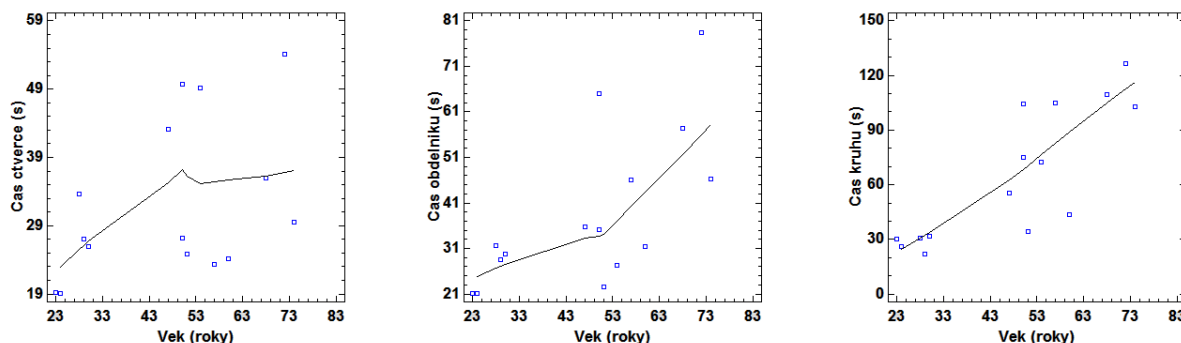


Obr. 30 Ukázka z testování

#### 8.1.1 Statistické zpracování závislosti času na věku

Nulová hypotéza  $H_0$  byla stanovena tak, že se zvyšujícím věkem roste doba plnění úkolu, alternativní hypotéza  $H_A$  je tedy opak, že se zvyšujícím věkem doba plnění úkolu neroste. Získaná data byla tedy zpracována pomocí regresní analýzy, tedy pomocí analýzy závislosti mezi jednotlivými

veličinami. Byla hodnocena závislost mezi časem plnění jednotlivých úkolů a věkem měřených osob. Nejprve byla zobrazena korelační pole pro časy každého tvaru (viz Graf 2), pro zhodnocení přítomnosti vlivných bodů, které by mohly ovlivňovat výsledky.



Graf 2 Jednotlivá korelační pole

Je vidět, že u testování čtverce a obdélníku se nacházejí i odlehlejší pozorování, což bylo nejspíše způsobeno malým vzorkem testovaných osob. Odhadovanému vztahu mezi veličinami, že se zvyšujícím se věkem se zvyšuje čas plnění úkolu, neboli nulové hypotéze  $H_0$  nejlépe odpovídá kruh, proto bude regresní analýza provedena pouze pro něj. Tento poznatek byl způsoben tím, že čtverec a obdélník byly velmi jednoduché tvary s ostrými hranami, a proto je mohly za krátký čas zvládnout i starší osoby, kruh byl však náročnější a projevila se u něj skoro lineární závislost mezi věkem osoby a časem plnění úkolu.

Z těchto grafů se rovněž dá vizuálně posoudit a odhadnout vhodný typ lineárního regresního modelu. Dnes mají však statistické programy velký počet předdefinovaných modelů, proto bude nejvhodnější model zvolen po zhodnocení v programu Statgraphics. Jako výchozí má tento program přednastavenou lineární regresní funkci, ale rovněž nabízí právě porovnání s alternativními modely. Zde bude teprve vyhodnoceno, který z nabízených modelů bude nejvhodnější.

Kvalita regresního modelu je hodnocena pomocí indexu determinance  $R^2$ . Ten udává kolik procent rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno modelem. Pro kruh byl zvolen model Reciprocal-Y logarithmic-X, který měl z nabízených nejvyšší index  $R^2$  a to 74%. Tvar jeho rovnice je  $Y = 1/(a + b \cdot \ln(X))$ .

Vhodnost použití zvoleného regresního modelu se ověřuje pomocí analýzy rozptylu (F-test) v regresi. Jeho výstup je tabulka ANOVA. Pro kruh je vidět v Tab. 1. Dle hodnoty P lze říct, že zde závislost mezi časem plnění úkolu u kruhu a věkem měřených osob existuje.

Tab. 1 ANOVA

Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	0,00162422	1	0,00162422	36,97	0,0000
Residual	0,000571126	13	0,0000439328		
Total (Corr.)	0,00219535	14			

Dále bylo potřeba zjistit, zda nejde zvolený model zjednodušit. To znamená, zda nelze některé koeficienty odstranit. Pro to slouží dílčí t-testy, kdy nulová hypotéza  $H_0$  znamená možnost vypuštění daného koeficientu a alternativní hypotéza  $H_A$  jeho zachování. V obou dílčích testech vyšla hodnota P menší než 0,05, proto zamítáme nulovou hypotézu a oba koeficienty budou zachovány.

**Tab. 2 Dílčí t-testy**

<b>Coefficients</b>				
	<i>Least Squares</i>	<i>Standard</i>	<i>T</i>	
<i>Parameter</i>	<i>Estimate</i>	<i>Error</i>	<i>Statistic</i>	<i>P-Value</i>
Intercept	0,123037	0,0167636	7,33953	0,0000
Slope	-0,026708	0,00439251	-6,08034	0,0000

V poslední části bylo nutné vyhodnotit předpoklady pro použití vybraného regresního modelu, mezi které patří ověření normality reziduí, nulová střední hodnota reziduí a nulová kovariance reziduí. Normalita reziduí byla otestována pomocí Shapiro-Wilkova testu. Nulová hypotéza  $H_0$  byla v tomto případě, že data pocházejí z normálního rozdělení a alternativní hypotéza  $H_A$ , že data z normálního rozdělení nepocházejí.

**Tab. 3 Shapiro-Wilkův test**

**Tests for Normality for RESIDUALS kruh**

<i>Test</i>	<i>Statistic</i>	<i>P-Value</i>
Shapiro-Wilk W	0,958648	0,638312

Výsledek testu určuje P hodnota, která vyšla větší než 0,05, proto nezamítáme nulovou hypotézu a data s 95% pravděpodobností pocházejí z normálního rozdělení. Testování nulové střední hodnoty bylo provedeno pomocí t-testu, předpoklad normality byl ověřen již v předchozím testu.

**Tab. 4 Dílčí t-test**

t-test

Null hypothesis: mean = 0

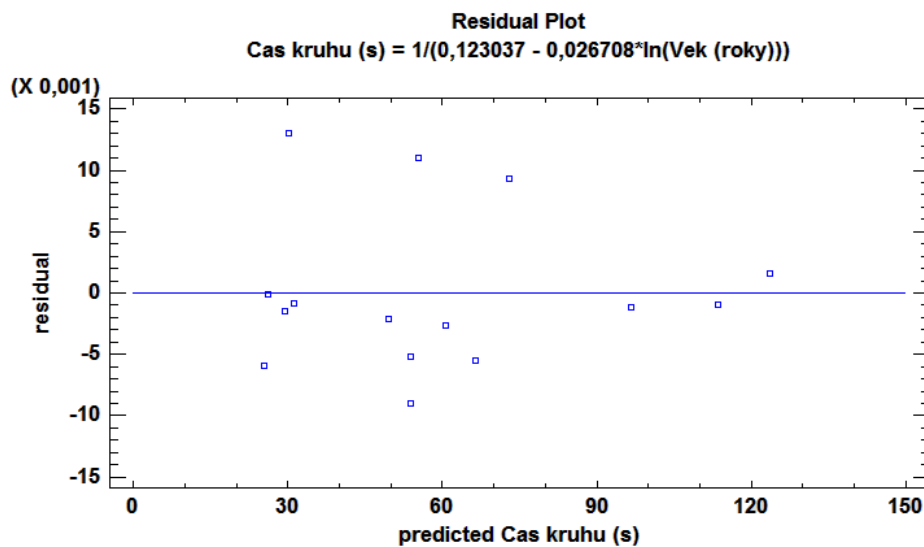
Alternative: not equal

Computed t statistic = 0,968777

P-Value = 0,349096

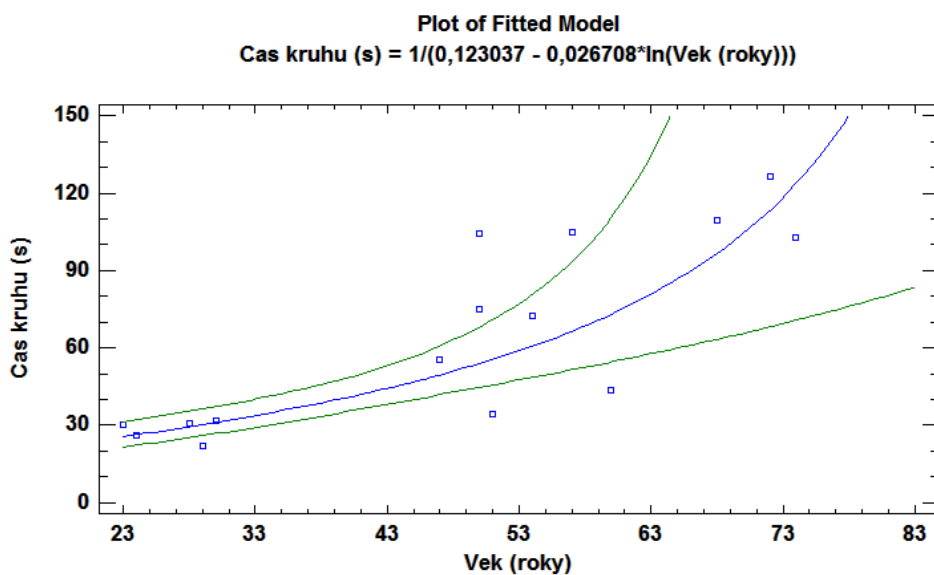
Nulová střední hodnota reziduí nebyla zamítnuta, protože P hodnota byla opět větší než 0,05. Posledním testovaným parametrem je nulová kovariance, která byla ověřena pomocí exploračních grafů. Byly zobrazeny korelační pole reziduí vůči odhadovaným hodnotám a vzhledem k tomu, že nebyly patrné žádné funkční závislosti, odlehlá pozorování ani střídání kladných a záporných reziduí, byla kovariance považována za nulovou.





**Graf 3 Explorační graf**

Po ověření všech tří parametrů lze říct, že předpoklady lineárního regresního modelu byly splněny. Za regresní rovnici lze tedy považovat rovnici v popisku následujícího grafu. Tento graf také zobrazuje tvar vyrovnávací přímky (modrá), ale rovněž je zde zobrazen pás spolehlivosti (zelená). Pás spolehlivosti odpovídá datům, která zde s 95% pravděpodobností budou ležet v případě dosazení jakéhokoli věku do výsledné rovnice.

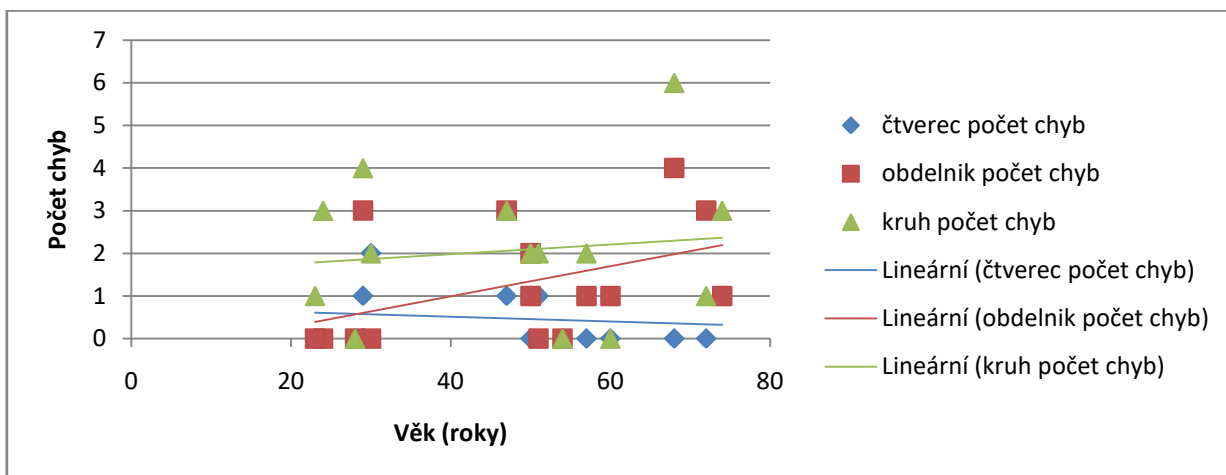


**Graf 4 Výsledek regresní analýzy**

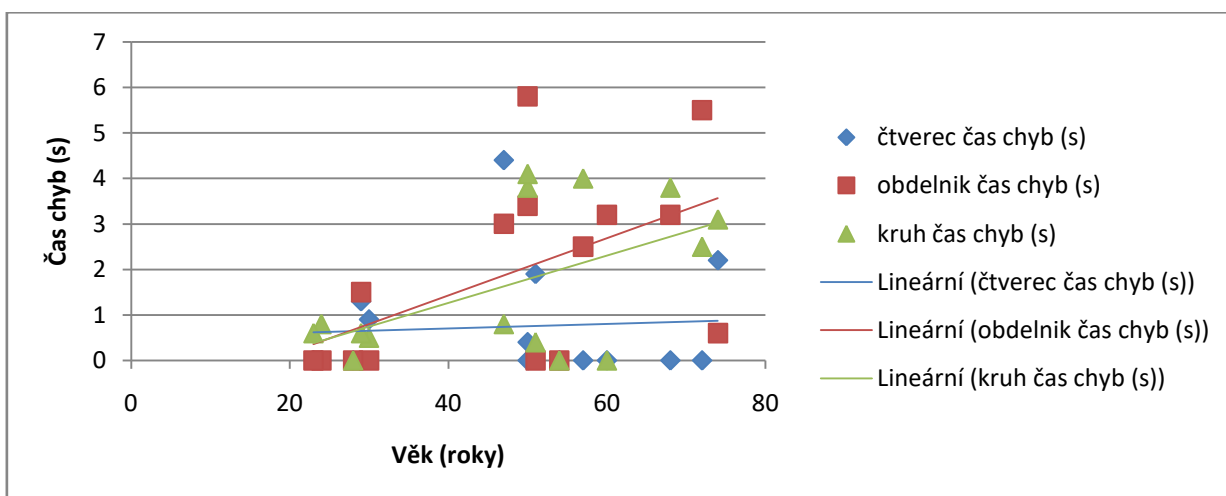
Pomocí regresní analýzy byla potvrzena původní nulová hypotéza  $H_0$  a lze tedy říct, že se zvyšujícím se věkem roste čas plnění úkolu. Pro kruh byla data nejvíce vypovídající, ale rovněž u čtverce a obdélníku byla z korelačních polí vidět určitá závislost věku na čase plnění úkolu. U čtverce byla tato závislost nejmenší, proto byl tento tvar zhodnocen jako nejjednodušší.

### 8.1.2 Další výsledky

Ze získaných dat byly pro další zhodnocení vytvořeny ještě následující dva grafy. Jako první graf byla vytvořena závislost počtu chyb na věku testovaných osob. Nulová hypotéza  $H_0$  zde byla zvolena tak, že se zvyšujícím se věkem se bude zvyšovat počet chyb. Druhý graf poté reprezentuje závislost času chyb, tedy času od překročení hranice objektu do navrácení mezi hranice, na věku testovaných osob. V tomto případě byla nulová hypotéza  $H_0$  zvolena tak, že se zvyšujícím se věkem se bude zvyšovat i čas chyb jako reprezentace pomalejšího biofeedbacku. U obou těchto grafů byla data proložena lineární křivkou pro lepší představu o datech.



Graf 5 Závislost počtu chyb na věku



Graf 6 Závislost času chyb na věku

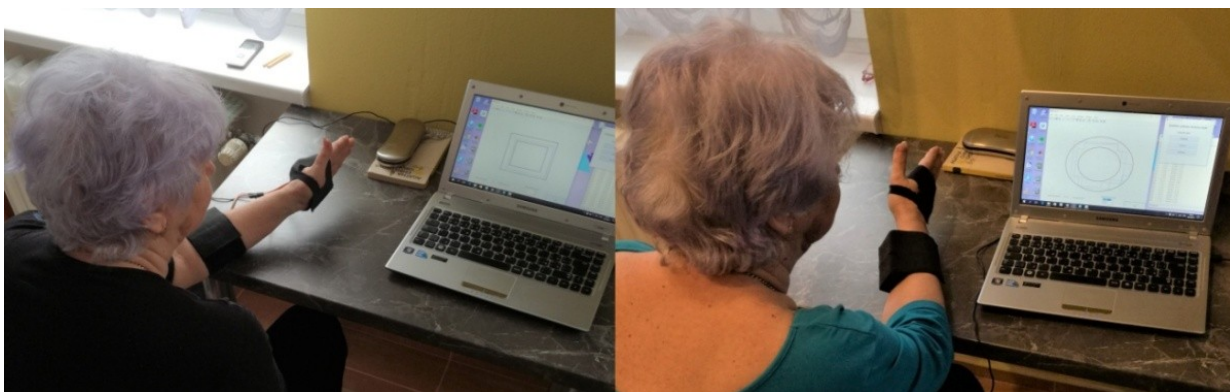
Z prvního grafu je možné nulovou hypotézu potvrdit pro obdélník a kruh a pro čtverec je nutné ji zamítnout. Takže s 95% pravděpodobností lze tvrdit, že počet chyb je na věku závislý pro obdélník a kruh. Starší testované osoby měly tedy pomalejší reakce, a proto dělaly více chyb než mladší osoby. U druhého grafu lze nulovou hypotézu potvrdit u všech tří tvarů avšak pro čtverec je lineární křivka skoro vodorovná. Byla tedy prokázána i závislost času chyb na věku testovaných osob, což dává informaci o tom, že starší osoby mají pomalejší biofeedback. Trvalo jim déle, než zareagovali na chybu a než se vrátili mezi hranice objektu. Opět bylo také potvrzeno, že čtverec byl nejjednodušší tvar a proto u něj závislost na věku nelze jednoznačně prokázat.

## 8.2 Dlouhodobé testování

Další částí práce po pilotním testování bylo dlouhodobé testování. V rámci tohoto testování byl vybrán vždy jeden člověk z každé věkové kategorie pro nejlepší porovnání výsledků. Celkem byly tedy testovány tři osoby. Dlouhodobé testování bylo stanoveno na dobu dvou týdnů.

U každé z testovaných osob byly v této části testovány obě ruce s cílem zlepšit koordinaci a přesnost pohybů. Obě ruce byly testovány také pro zjištění rozdílů dominantní a nedominantní ruky. Úkolem bylo opět dvakrát obkroužit každý tvar s co nejlepším časem a nejlépe bez chyb, tentokrát však postupně oběma rukama.

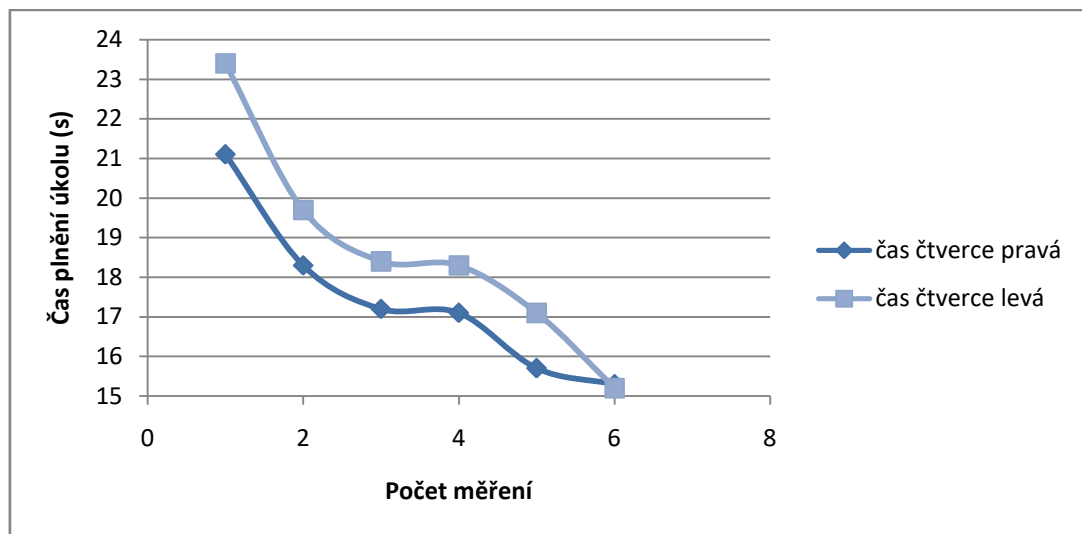
Osoba musela opět využít pro pohyb kurzoru myši všech čtyř pohybů předloktím a zápěstím, tentokrát i u nedominantní ruky, která pro přesné pohyby není obvykle využívána. Testování jedné osoby je ukázáno na Obr. 31. Po každém měření bylo ještě úkolem pro testovanou osobu nakreslit oběma rukama zároveň čtverec na papír, pro lepší následné zhodnocení výsledků testování.



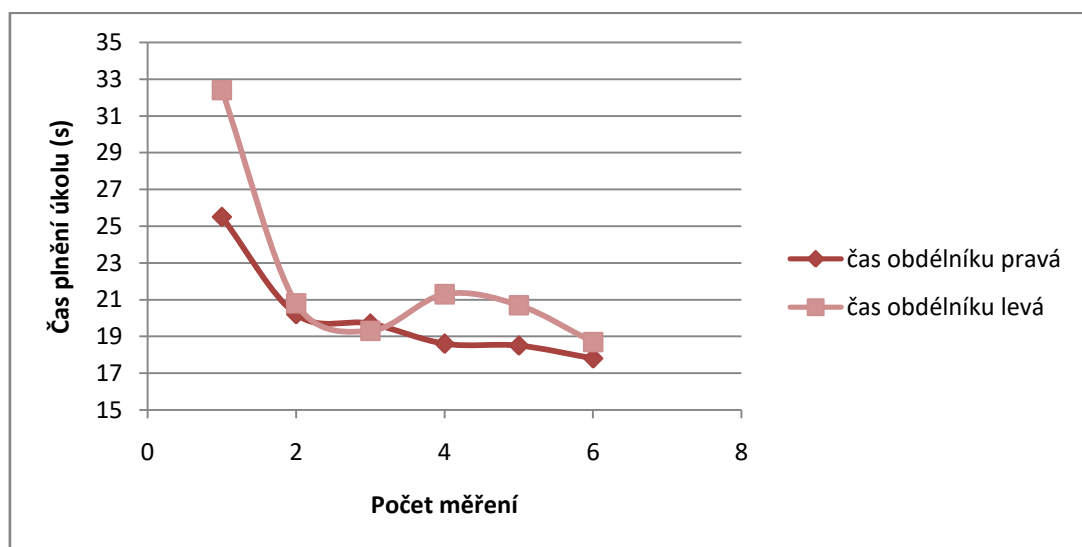
Obr. 31 Testovaná osoba

### 8.2.1 Statistické zpracování dat

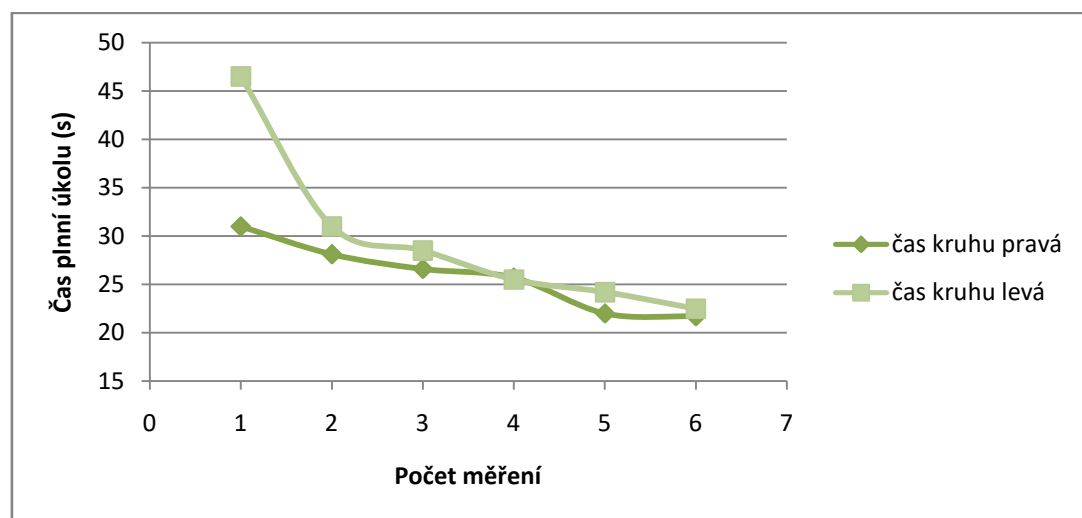
Nulová hypotéza  $H_0$  byla u dlouhodobého testování stanovena tak, že testovaná osoba s počtem testování bude zlepšovat čas plnění úkolu. Alternativní hypotéza  $H_A$  bude, že se testovaná osoba nezlepšila v čase plnění úkolu během dlouhodobého testování. Tyto hypotézy budou ověřeny pomocí následujících grafů, které byly vytvořeny z naměřených dat. Grafy budou seřazeny podle věkových kategorií a v každém grafu budou křivky času splnění úkolu pro levou i pravou ruku.



Graf 7 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 1



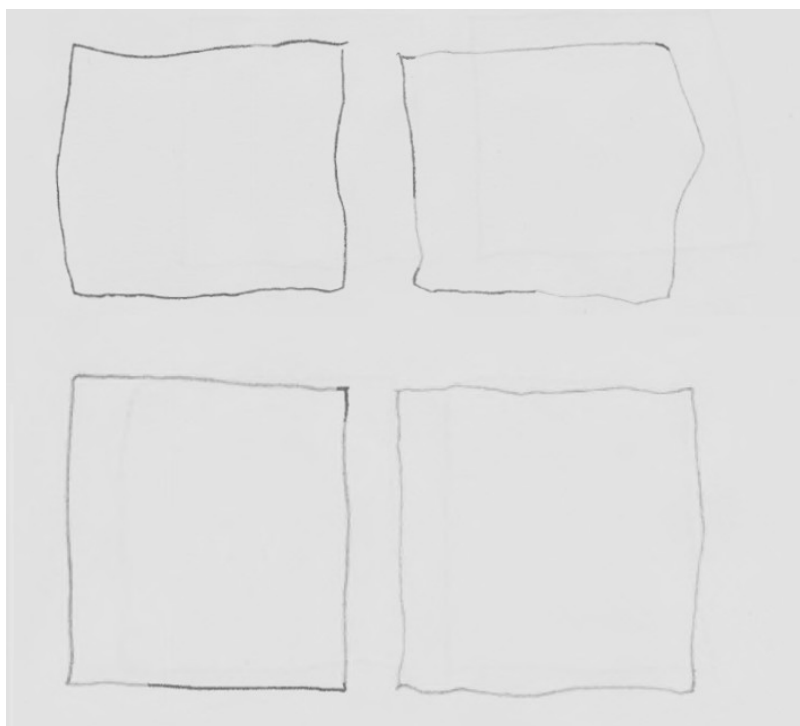
Graf 8 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 1



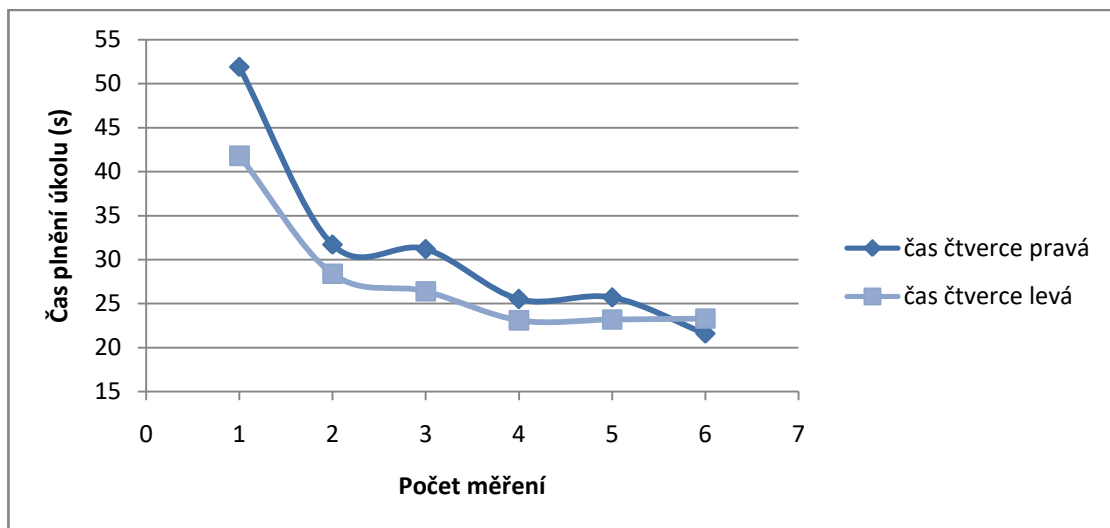
Graf 9 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 1

Z grafů pro první věkovou kategorii 15-35 let nelze nulovou hypotézu  $H_0$  zamítnout. Při zvyšujícím se počtu měření se čas plnění úkolu snižuje. Menší výkyv se objevuje pouze u obdélníku. Rovněž je možné z grafů posoudit dominantní a nedominantní ruku, v tomto případě byla testovaná osoba levák. Je vidět, že právě nedominantní rukou, tedy pravou, byly ve většině případů časy plnění úkolu nižší než levou dominantní rukou. Většina populace má dominantní levou mozkovou hemisféru a tito lidé mají obvykle dominantní ruku pravou. Ovšem u leváků nemusí být dominantní hemisféra pravá, ale někdy rovněž levá jako u praváků, což bylo pomocí předchozích grafů dokázáno.

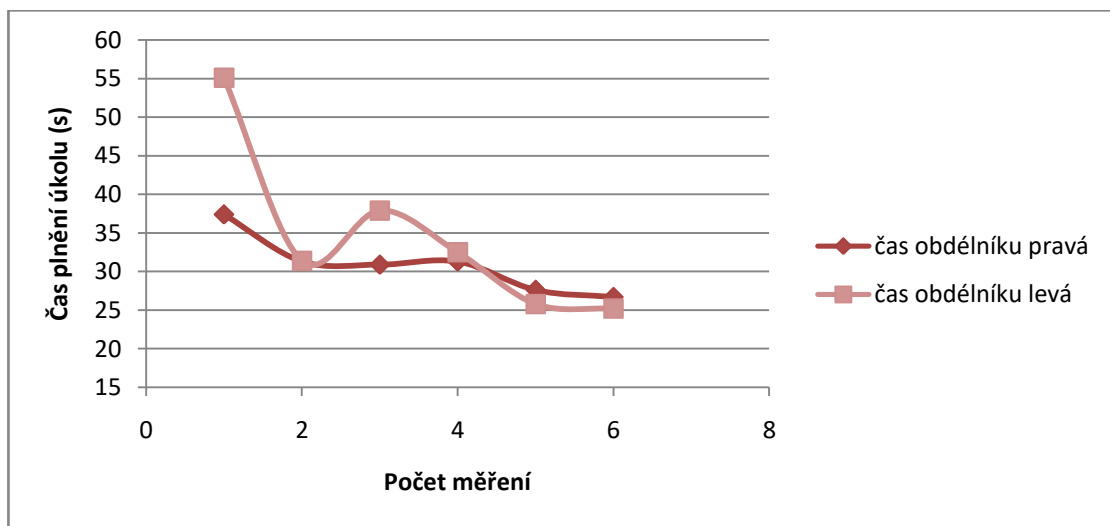
Testovaná osoba po každém měření provedla nákres čtverců na papír oběma rukama najednou. Pro porovnání výsledků jsou vloženy pouze první a poslední obrázek (viz Obr. 32), všechny jsou poté vloženy do příloh. Z obrázku je patrné výrazné zlepšení koordinace pohybů u obou rukou.



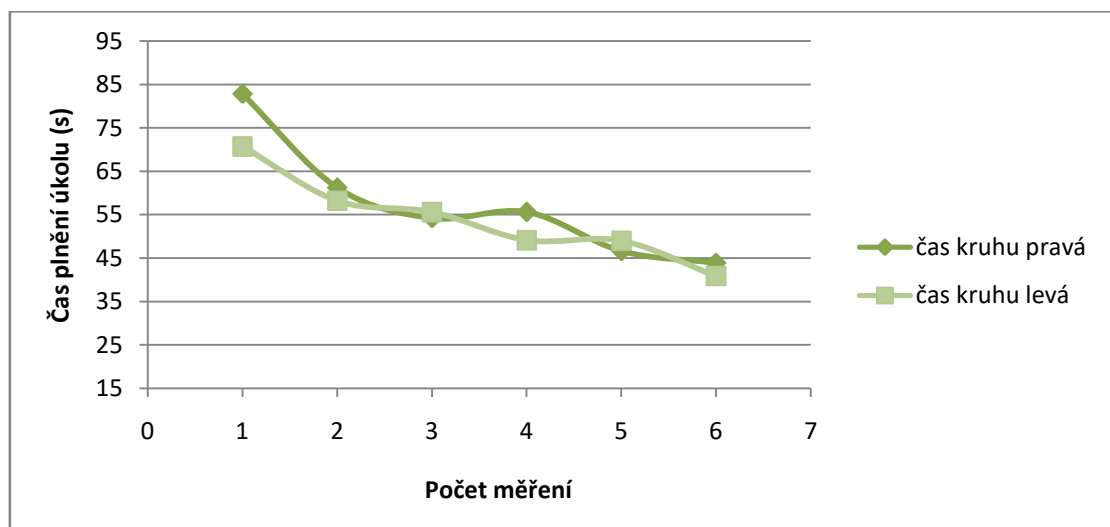
**Obr. 32 Nákres po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 1**



Graf 10 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 2



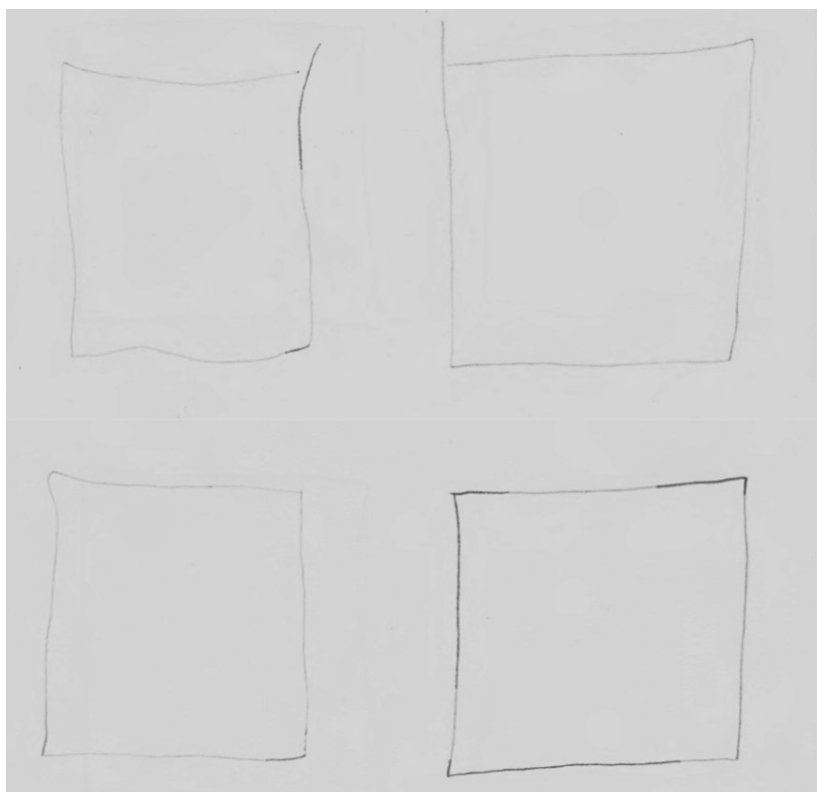
Graf 11 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 2



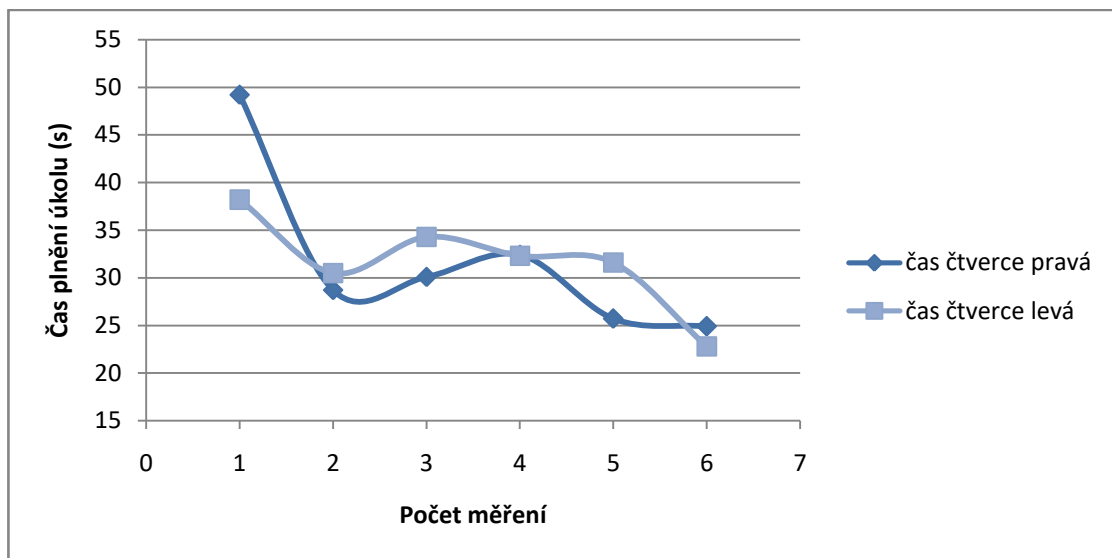
Graf 12 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 2

Z grafů pro druhou věkovou kategorii 36-55 let opět nulovou hypotézu  $H_0$  nezamítáme. Lze říct, že se zvyšujícím se počtem měření čas plnění úkolu klesá. Výkyv je vidět opět u obdélníku, ale poté následuje prudší pokles času. Testovaná osoba v této kategorii měla jako dominantní ruku pravou. Z grafů je možné zhodnotit, že nedominantní rukou byly některé časy plnění úkolu nižší. Nejvíce je to v tomto případě vidět u čtverce. Obecně byly však časy plnění úkolů u praváka oběma rukama velmi podobné.

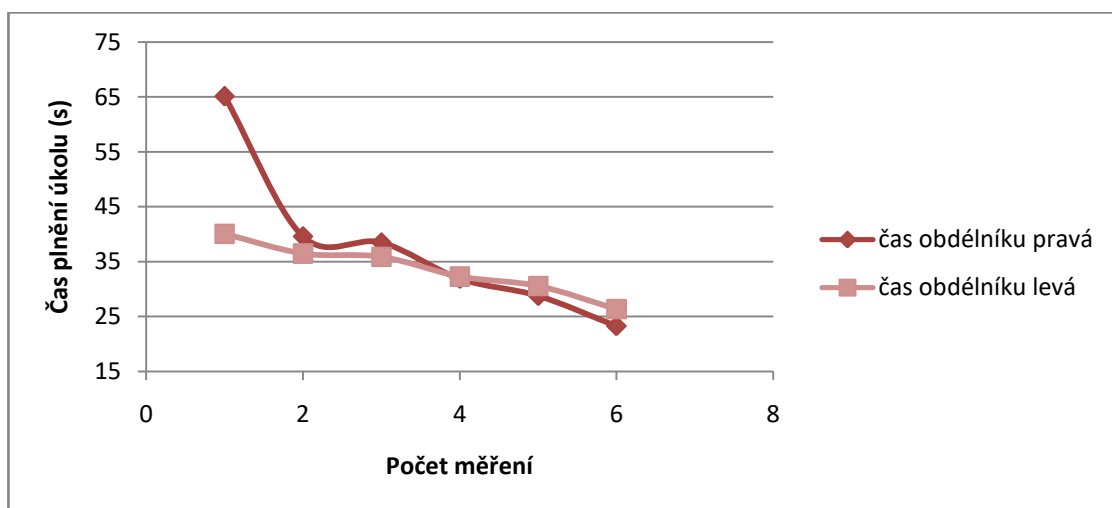
Testovaná osoba také prováděla po každém měření náčrty čtverců oběma rukama. Na Obr. 33 je vidět pro porovnání obrázek po prvním měření a po posledním měření. Všechny obrázky náčrty budou vloženy do příloh. Je zřejmý velký progres v přesnosti náčrtu.



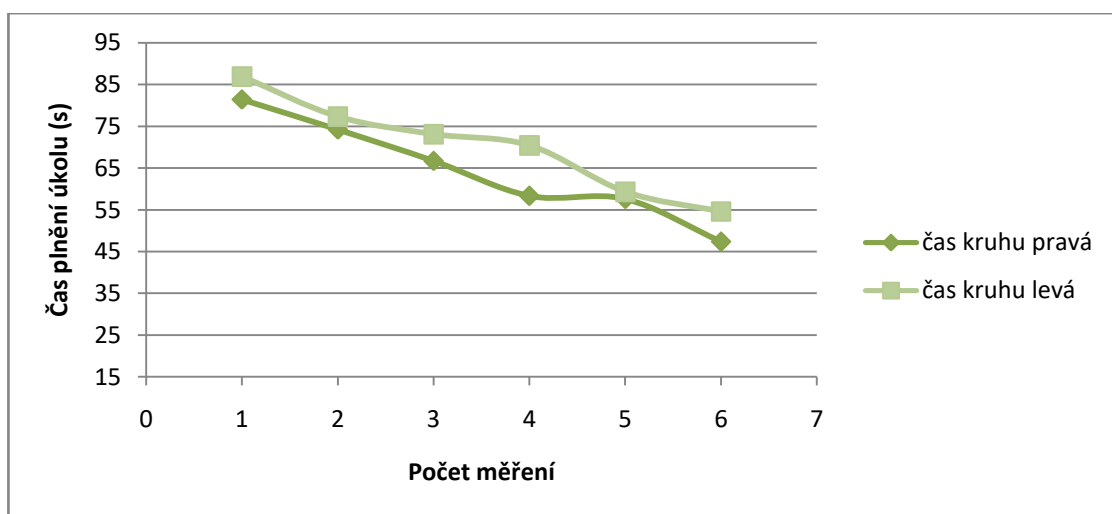
**Obr. 33 Náčrt po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 2**



**Graf 13 Závislost času na počtu měření u čtverce, věková kategorie 3**



**Graf 14 Závislost času na počtu měření u obdélníku, věková kategorie 3**

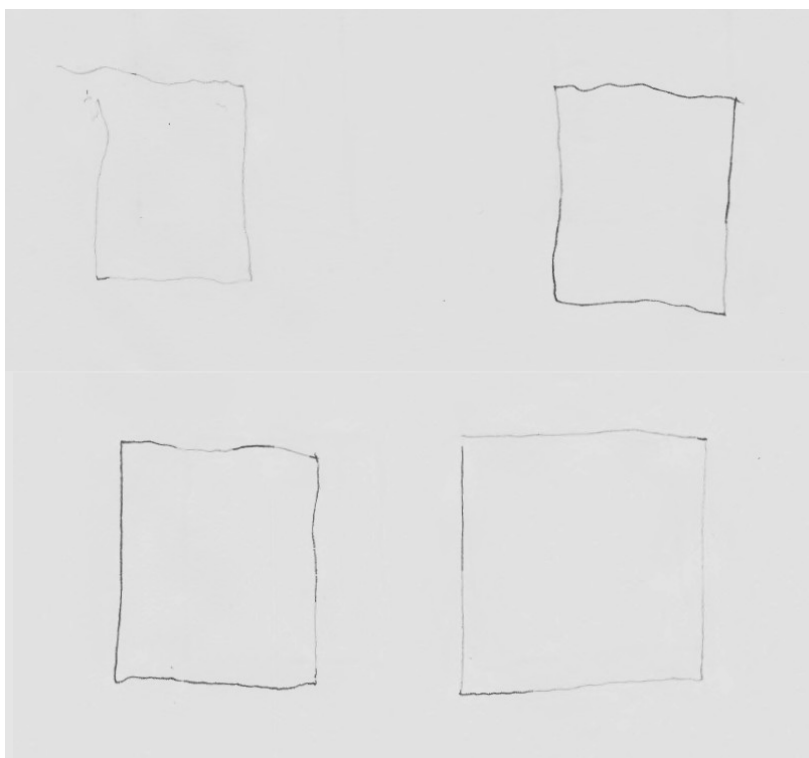


**Graf 15 Závislost času na počtu měření u kruhu, věková kategorie 3**



Z výsledků pro třetí věkovou kategorii 56-75 let je rovněž nulová hypotéza  $H_0$  potvrzena. Časy plnění úkolu s počtem měření klesají, ovšem mírněji než u předchozích kategorií. Největší výkyvy jsou v tomto případě u čtverce. Měřená osoba byla pravák, dominantní ruka byla rychlejší u kruhu. Nedominantní ruka byla rychlejší u některých měření u čtverce a obdélníku. I zde měl tedy pravák časy plnění úkolu podobné u levé i pravé ruky.

I poslední testovaná osoba po každém měření provedla nákres čtverců oběma rukama. Pro ukázkou jsou vloženy první a poslední nákres, kde je vidět největší vývoj (viz Obr. 34). Všechny obrázky nákresů budou také v přílohách. Z obrázků je opět vidět velké zlepšení koordinace obou rukou a přesnosti nákresu.



**Obr. 34 Nákres po prvním měření (nahore) a po posledním měření (dole), kategorie 3**

U první věkové kategorie byl progres zlepšení nejrychlejší, ale i časy plnění úkolů byly nejnižší. Finální nákres čtverců byl také nejpresnější. Druhá věková kategorie měla progres také velmi dobrý, ale finální časy plnění úkolů už nebyly tak rychlé jako u první kategorie. Nákres čtverců byl však také velmi přesný. Ze všech předchozích grafů bylo zřejmé, že rychlost plnění úkolů i stupeň zlepšení byl u třetí věkové kategorie nejnižší. U nákresu čtverců bylo vidět velké zlepšení, ale nebyly tak přesné jako u předchozích kategorií.

U všech kategorií byly rovněž měřeny počty chyb u jednotlivých měření. U prvních měření se chyby ještě vyskytovaly u všech věkových kategorií, u dalších měření se poté chyby vyskytovaly už jen sporadicky. I tento údaj potvrzuje progres zlepšení v přesnosti pohybů v rámci dlouhodobého testování.

V celkovém zhodnocení všech kategorií lze říct, že všechny splnily předpoklad, že se zvyšujícím se počtem měření se snižuje čas plnění jednotlivých úkolů. Rovněž se v průběhu dlouhodobého testování snižoval počet chyb. Bylo to způsobeno zlepšením přesnosti pohybu

a koordinace rukou. Proto by toto cvičení bylo velmi vhodné i jako doplnění rehabilitačních cvičení u pacientů s plegiemi různého stupně, po mozkových mrtvicích, případně i při roztroušené skleróze. Rovněž by šlo použít při poúrazových stavech rukou pro zlepšení rozsahu pohybu. Celkově by toto cvičení mohlo napomáhat rychlejšímu návratu nemocného do normálního i pracovního života.

U tohoto měření jsou také objektivně měřeny úhly rozsahu pohybů u testovaných čtyř pohybů, tedy palmární a dorzální flexe, supinace a pronace. Pomocí naměřených úhlů je individuálně nastavováno, od kterého úhlu se bude u cvičební hry pohybovat kurzor myši, proto je možné tento prototyp použít i u osob se sníženým rozsahem pohybů v zápěstí a předloktí. Pomocí zapojení tohoto cvičení do rehabilitačního plánu takovýchto osob by bylo možné objektivně měřit zlepšení rozsahu pohybů po dlouhodobějším měření.

Při přidání druhého prototypu by bylo možné použít cvičební hru u obou rukou najednou, což by mělo velký význam pro cvičení souhry mozkových hemisfér a koordinace rukou. Toho by se tedy dalo využít nejen u rehabilitovaných pacientů, ale rovněž například u muzikantů, kteří používají pro hru na hudební nástroj obě ruce.

## Závěr

Tato práce se zabývá snímáním pohybu horních končetin s využitím biofeedbacku v rehabilitaci, zda se tímto již někdo zabývá a jakým způsobem je nejčastěji uskutečňováno. Následně také tvorbou prototypu pro měření pohybů horních končetin s využitím biofeedbacku pro použití v rehabilitaci.

V práci byla rozebrána problematika motorického systému, volní a mimovolní pohyby, motorické dráhy ale i řídicí systém hybnosti. Rovněž je zde stručně popsáno kosterní svalstvo a nastíněna důležitost cvičení mozkových hemisfér. Musela být popsána i fyziologie a patologie horních končetin, ale hlavně typy prováděných rehabilitací. Práce také obsahuje typy biofeedbacku v rehabilitaci a specifikaci biofeedbacku pro rehabilitaci rukou.

Další částí byla rešerše, ve které byl proveden průzkum různých prací, které se týkaly snímání pohybu rukou. Cílem tohoto průzkumu bylo zjistit, jakými senzory jsou měření prováděna, ale také umístění a provedení měřících zařízení a způsob následného zpracování v PC. Bylo zjištěno, že měření pohybů horních končetin se zabývá široký okruh lidí a to mnoha způsoby. Rovněž se několik z nich zabývá využitím v rehabilitaci. Z rešerše byl vybrán typ senzoru, který obsahuje akcelerometr a gyroskop jako nejvhodnější pro účely této práce.

V další části práce následovala samotná realizace měřícího prototypu. Zadáním bylo vytvořit měřící řetězec pro biofeedback v rehabilitaci horních končetin a také vytvoření vizualizačního software pro zobrazení výsledků měření. Prvním krokem byl tedy výběr senzoru, který proběhl na základě rešerše a také výběr minipočítače pro zpracování dat. Jako senzor byl vybrán MPU 6050, který obsahuje akcelerometr a gyroskop. Byly zde stručně popsány způsoby měření a zpracování signálu u vybraného typu senzoru a testování jeho přesnosti, která byla stanovena na  $\pm 2\%$ . Jako minipočítač byla zvolena platforma Arduino Leonardo.

Byl tedy vytvořen měřící prototyp, který by měl sloužit jako rehabilitační pomůcka pro základní pohyby rukou a zápěstím, což bylo konzultováno s odbornou asistentkou Mgr. Janou Vyskotovou, Ph.D. Jde o pohyby zápěstím palmární a dorzální flexi a předloktím supinaci a pronaci. Rozsahy těchto pohybů jsou měřeny pomocí senzoru umístěného na dlani ruky.

Pro získávání a vizualizaci dat ze senzoru byl mezitím vytvořen program v Arduino IDE. Tento program umožňuje získávat data ze senzoru, přepočítávat je na požadované úhly a také je kalibrovat. Následně naměřené úhly v reálném čase zobrazovat. Rovněž využívá knihovnu Mouse, kterou podporuje právě Arduino Leonardo. Ta umožňuje po získání dat ze senzoru řízený pohyb kurzoru myši pomocí naklonění ruky. Popsanými čtyřmi pohyby předloktím a zápěstím je po určitém naklonění umožněn pohyb kurzoru myši všemi směry.

Pro účely rehabilitace byla vytvořena jednoduchá cvičební hra v Matlabu. Ta slouží k zlepšení koordinace a přesnosti pohybů zápěstím a předloktím. V rámci hry jsou tři základní geometrické tvary čtverec, obdélník a kruh. Měřená osoba má za úkol udržet se kurzorem myši, který ovládá svou rukou, v mezích daného tvaru. Rovněž by měla udělat co nejméně chyb a tvar co nejrychleji dvakrát obkroužit. V rámci tvaru je při jakémkoli pohybu kurzoru po spuštění hry vykreslována modrá křivka, při překročení hrany je křivka červená a je zaznamenána chyba. Pomocí vizuálního biofeedbacku je měřená osoba vedena k tomu, aby se co nejrychleji vrátila do mezí tvaru, a tím je změřen i čas chyby.

Po vytvoření celého měřicího řetězce bylo přistoupeno k rozsáhlému testování. Nejprve bylo provedeno pilotní testování na 15 osobách rozdělených do tří věkových kategorií. Každá osoba byla testována na všech třech tvarech, ale pouze pravou rukou, která byla zvolena jako hlavní. Úkolem bylo co nejrychleji a bez chyb dvakrát obkroužit každý tvar. Získaná data byla statisticky zpracována. Při všech měřeních byly měřeny rovněž rozsahy pohybu v zápěstí a předloktí, dle kterých bylo individuálně nastavováno samotné měření.

Byla zkoumána závislost mezi časem plnění jednotlivých úkolů a věkem měřených osob. Nulová hypotéza  $H_0$  byla stanovena tak, že se zvyšujícím věkem roste doba plnění úkolu, alternativní hypotéza  $H_A$  jako opak, že se zvyšujícím věkem doba plnění úkolu neroste. Data byla zpracována pomocí regresní analýzy a ve výsledku byla nulová hypotéza  $H_0$  potvrzena. Se zvyšujícím se věkem tedy čas plnění úkolu rostl. Tato závislost byla nejvíce patrná pro kruh, naopak pro čtverec byla nejmenší. Tento tvar byl proto vyhodnocen jako nejjednodušší. Z dalších naměřených dat byly vytvořeny grafy pro počty chyb a časy chyb závislé na věku, kde byla nulová hypotéza  $H_0$  definována, že se zvyšujícím se věkem tyto hodnoty porostou. Nulová hypotéza byla jednoznačně potvrzena pro obdélník a kruh, pro čtverec byly výsledky nejasné, což opět potvrdilo, že byl tento tvar nejjednodušší. Rovněž byla tímto získána informace o tom, že starší osoby mají pomalejší biofeedback.

Následovalo dlouhodobé testování tří osob, jedné z každé věkové kategorie. Testování probíhalo po dobu dvou týdnů. Testovány byly obě ruce s cílem zlepšit koordinaci a přesnost pohybů. Úkol byl opět stejný, dvakrát co nejlépe obkroužit všechny tvary, tentokrát však postupně oběma rukama. Po každém měření testovaná osoba ještě na papír nakreslila čtverce oběma rukama najednou pro lepší následné zhodnocení. Data byla opět statisticky zpracována.

Nulová hypotéza  $H_0$  byla u dlouhodobého testování stanovena tak, že testovaná osoba s počtem testování bude zlepšovat čas plnění úkolu. Alternativní hypotéza  $H_A$  byla, že se testovaná osoba nezlepšila v čase plnění úkolu. Data byla hodnocena pomocí grafů vytvořených z naměřených dat. Nulová hypotéza  $H_0$  byla potvrzena pro všechny tvary a věkové kategorie, ovšem bylo zřejmé, že zlepšování času plnění úkolu bylo rychlejší u první a druhé věkové kategorie. I u těchto měření byl sledován počet chyb u jednotlivých měření, které se vyskytovaly pouze u prvních měření a poté už jen ojediněle. U všech kategorií byly také zhodnoceny nákresy čtverců na papír po každém měření. Všechny získané informace potvrdily výrazné zlepšení koordinace a přesnosti pohybů po tomto testování.

Toto cvičení by po zhodnocení výsledků bylo vhodné i jako doplnění rehabilitačních cvičení pro různé pacienty. Ať už pro pacienty po mozkové mrtvici, s plegií nebo s roztroušenou sklerózou, tak i pro pacienty po úrazech rukou. U pacientů se sníženým rozsahem pohybů by se dala objektivně posoudit míra zlepšení pomocí měření úhlů rozsahu v zápěstí a předloktí. Z výsledků měření lze říct, že přispívá k zlepšení pohybů, jejich koordinaci a přesnosti a může přispět k rychlejšímu návratu nemocného do normálního života. Práce byla tedy úspěšně dokončena a řádně otestována. Byl vytvořen měřicí prototyp pro měření pohybu rukou s využitím biofeedbacku, s možným následným využitím v rehabilitaci. Práci by šlo samozřejmě dále zdokonalovat a rozvíjet ji, například ve cvičební hře přidat další zajímavé tvary, ale také zlepšit kalibraci, případně použít úplně jiný senzor. Také by bylo možné data přenášet bezdrátově nebo použít jiný minipočítač pro zpracování dat. Tento prototyp by rovněž mohl sloužit pro testování obou rukou najednou pro zlepšování koordinace mezi hemisférami nebo jako pomůcka pro nácvik muzikantů.

## Seznam použitých zdrojů

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] *Úvod do centrální nervové soustavy: Online kurz* [online]. [cit. 2016-11-14]. Dostupné z: <http://www.cnsonline.cz/>
- [3] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [4] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Přeložil Jan HERGET, přeložil Karel RAKUŠAN. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [5] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-257-3.
- [6] GRIM, Miloš a Ondřej NAŇKA. *Atlas anatomie člověka*. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4012-6.
- [7] Spoje horní končetiny. LUŇÁČEK, Libor. *Fotografický interaktivní atlas člověka* [online]. 2012. Dostupné z: <http://www.atlascloveka.upol.cz/cs/cs02/cs0201/cs020105.html>
- [8] ZAPLETALOVÁ, Barbora. *Léčebně rehabilitační plán a postup po traumatech na horních končetinách*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Mgr. Petra Horáčková.
- [9] Biofeedback: What is biofeedback? *University of Maryland: Baltimore Washington Medical Center* [online]. Dostupné z: <http://www.mybwmc.org/library/33/000349>
- [10] GIGGINS, Oonagh M, Ulrik PERSSON a Brian CAULFIELD. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2013, **10**(1), 60- [cit. 2016-11-28]. DOI: 10.1186/1743-0003-10-60. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-60>
- [11] KHAZAN, Inna Z. *The clinical handbook of biofeedback: A step-by-step guide for training and practice with mindfulness*. Chichester: John Wiley & Sons, 2013. ISBN 978-1119993711.
- [12] *DIY hacking: ARDUINO MPU 6050 – BEST IMU SENSOR TUTORIAL* [online]. [cit. 2016-12-28]. Dostupné z: <https://diyhacking.com/arduino-mpu-6050-imu-sensor-tutorial/>
- [13] MPU-6050 Accelerometer + Gyro. *Arduino* [online]. [cit. 2017-03-03]. Dostupné z: <http://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>
- [14] BRDLÍK, Pavel. *Komplexní čísla, Kvaterniony a jejich aplikace* [online]. České Budějovice, 2013 [cit. 2017-03-04]. Dostupné z: [http://theses.cz/id/cifst8/Brdlk\\_Pavel\\_BAKALSK\\_PRCE.pdf](http://theses.cz/id/cifst8/Brdlk_Pavel_BAKALSK_PRCE.pdf). Bakalářská práce. Jihočeská univerzita. Vedoucí práce Mgr. Roman Hašek, Ph.D.
- [15] BERNER, Paul, Ralph TOMS, Kevin TROTT, Farid MAMAGHANI, David SHEN, Craig ROLLINS a Edward POWELL. *Technical Concepts: Orientation, Rotation, Velocity and Acceleration, and the SRM* [online]. Version 2.0. 2008 [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <http://www.sedris.org/wg8home/Documents/WG80485.pdf>

- [16] *MPU-6000 and MPU-6050: Product Specification* [online]. InvenSense Inc, 2013 [cit. 2016-12-28]. Dostupné z: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
- [17] *Arduino: Arduino Leonardo* [online]. [cit. 2017-2-15]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardLeonardo>
- [18] MPU 6050: Jeff Rowberg. GitHub, Inc. [online]. [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/tree/master/Arduino/MPU6050>

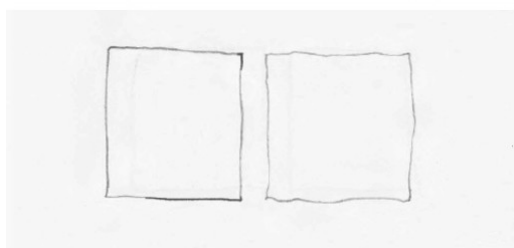
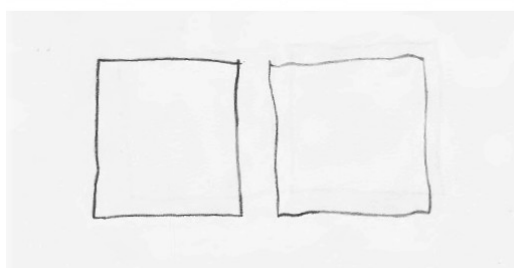
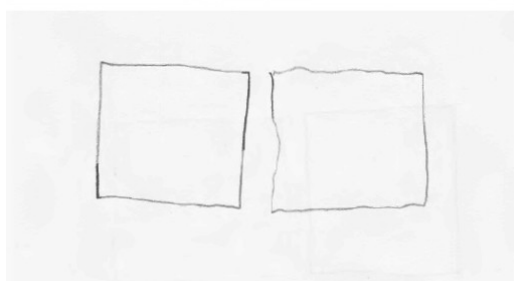
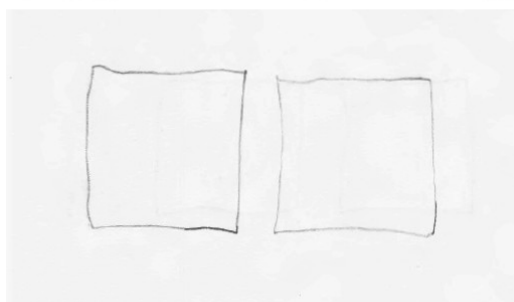
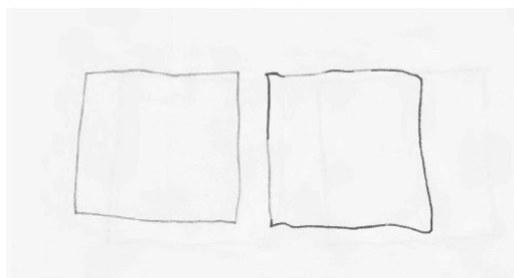
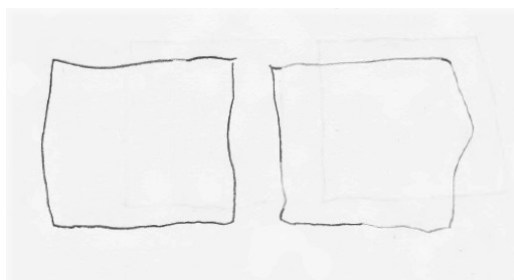
## Články

- [19] VAN ACHT, Victor, Edwin BONGERS, Niek LAMBERT a Rene VERBERNE. Miniature Wireless Inertial Sensor for Measuring Human Motions. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Lyon, France, 2007, 4.
- [20] BURCHFIELD, T. Ryan a S. VENKATESAN. Accelerometer-Based Human Abnormal Movement Detection in Wireless Sensor Networks. *Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international workshop on Systems and networking support for healthcare and assisted living environments*. 2007, 3.
- [21] MLÍCH, Jozef. Wiimote Gesture Recognition. *Proceedings of the 15th Conference and Competition STUDENT EEICT*. 2009, 5.
- [22] SZELITZKY, Emőke, Alexandra Maria ALUȚEI, Beniamin CHETRAN a Dan MÂNDRU. Data Glove and Virtual Environment: Distance Monitoring and Rehabilitation Solution. *Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering*. 2011, 4.
- [23] DAPONTE, Pasquale, Luca DE VITO a Carmine SEMENTA. A Wireless-based Home Rehabilitation System for Monitoring 3D Movements. *Medical Measurements and Applications Proceedings*. 2013, 6.
- [24] PERUZZINI, Margerita, Matteo IUALÉ a Michele GERMANI. A VP-based application to improve usability of an upper-limb rehabilitation orthosis. *Mechatronic and Embedded Systems and Applications*. 2014, 6.
- [25] AR RAHMAN, Yeasin, Mohammed MOSHIUL HOQUE, Khalid IBN ZINNAH a Imam MOHAMMAD BOKHARY. Helping-Hand: A Data Glove Technology for Rehabilitation of Monoplegia Patients. *The 9th International Forum on Strategic Technology*. 2014, 6.
- [26] SARCEVIC, Peter, Zoltan KINCSES, Szilveszter PLETL a Laszlo SCHAFFER. Distributed movement recognition algorithm based on wrist-mounted wireless sensor motes. *Proceedings of European Wireless*. 2015, 6.
- [27] WU, Yuanhao, Ken CHEN a Chenglong FU. Natural Gesture Modeling and Recognition Approach Based on Joint Movements and Arm Orientations. *IEEE Sensors Journal*. 2016, 9.

## Seznam příloh

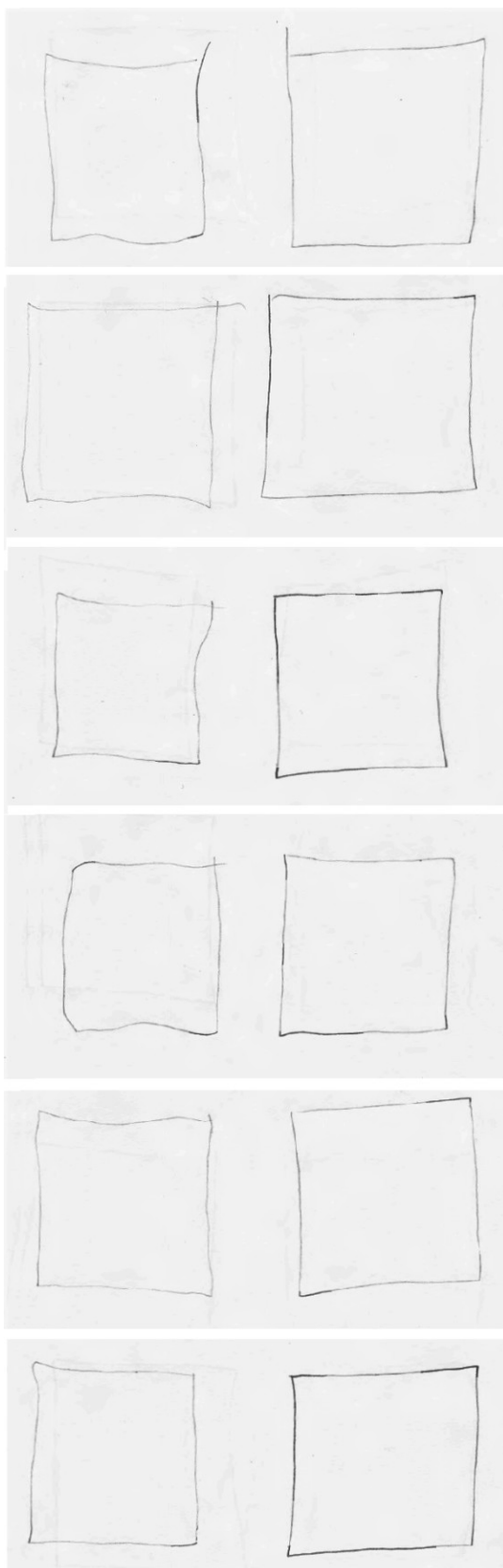
A. Dlouhodobé testování, věková kategorie 1.....	I
B. Dlouhodobé testování, věková kategorie 2 .....	II
C. Dlouhodobé testování, věková kategorie 3 .....	III
D. Programová část pro Arduino (Příloha na CD)	
E. Programová část pro cvičební hru (Příloha na CD)	
F. Přesnost senzoru (Příloha na CD)	

## A. Dlouhodobé testování, věková kategorie 1





## B. Dlouhodobé testování, věková kategorie 2



### C. Dlouhodobé testování, věková kategorie 3

